



PATENT

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicant: **Herbert BRUDER et al.** Confirmation No.: **9058**
Application No.: **10/667,475** Examiner: **John Corbett**
Filing Date: **September 23, 2003** Group Art Unit: **2882**
Title: **METHOD OF CREATING IMAGES IN COMPUTER TOMOGRAPHY (CT), AND CT DEVICE**
Attorney Docket: **32860-000622/US**

DECLARATION UNDER 37 C.F.R. § 1.131

COMMISSIONER OF PATENTS
P.O. BOX 1450
ALEXANDRIA, VA 22313-1450

Sir:

We, **Herbert Bruder, Thomas Flohr, Annabella Rauscher-Scheibe, Karl Schwarz and Karl Stierstorfer**, declare as inventors of the subject matter claimed in the above-identified application that:

1. This Declaration is submitted as evidence that the subject matter disclosed and claimed in U.S. Patent Application No. 10/667,475 was invented by us prior to July 10, 2002, which is the effective filing date of U.S. Patent No. 7,245,755 B1 ("Pan") entitled "Algorithm for Image Reconstruction and Image Noise Analysis in Computed Tomography."

2. We conceived, and are the named inventors of, the subject matter disclosed and originally claimed in U.S. Patent Application No. 10/667,475.

Application No.: 10/667,475
Attorney Docket No.: 32860-000622/US

3. U.S. Patent Application No. 10/667,475 is currently assigned to Siemens Aktiengesellschaft (hereinafter interchangeably referred to as "the company") as evidenced by the assignment recorded on Reel 014973, Frame 0051 in the U.S. Patent and Trademark Office.

4. The company is a company doing business in the Germany, a World Trade Organization (WTO) member country.

5. Prior to July 10, 2002, we conceived a method of creating images in computer tomography (CT) and a CT device in Germany, which at the time of conception was a WTO member country. (A copy of an internal Invention Disclosure Form and English translation thereof are attached as Exhibit A).

6. The Invention Disclosure Form was submitted on April 30, 2002, handed over to a supervisor, Dr. Stephan Schaller, on May 7, 2002, and was received in the Patent Department for the company on May 23, 2002.

7. The subject matter disclosed and claimed in U.S. Patent Application No. 10/667,475 was disclosed in the Invention Disclosure Form entitled "Gewichtungsverfahren fur 3D-Ruckprojektionsverfahren fur die Mehrzeiler-Spiral-CT" shown in Exhibit A.

8. Prior to July 10, 2002, outside counsel (Dr. Armin Binder) was requested to prepare a patent application based on our invention (A copy of the order letter dated July 3, 2002 and an English translation thereof are attached as Exhibit B).

9. On August 28, 2002, Dr. Binder forwarded the draft patent application to one of us, Dr. Karl Stierstorfer, for review (A copy of a letter from Dr. Binder to Dr. Stierstorfer and an English translation thereof are attached as Exhibit C).

10. After reviewing the draft application, comments regarding the draft application were sent to Dr. Binder (Copies of emails dated August 29, 2002 and September 4, 2002 and English translations thereof are attached as Exhibits D and E, respectively).

11. On September 23, 2002, German Patent Application 10244181.2 (the "181 Application), which conformed substantially to the draft forwarded from Dr. Binder to Dr. Stierstorfer, but with the comments shown in Exhibits D and E, was filed with the German Patent Office (A copy of the '932 Application and an English translation thereof are attached as Exhibit F).

12. On September 23, 2003, the above-identified application was filed as U.S. Patent Application No. 10/667,475, and claimed priority under 35 U.S.C § 119 to the '181 Application. The U.S. application is an English

Application No.: 10/667,475
Attorney Docket No.: 32860-000622/US

translation of the filed German Patent Application, slightly modified to place it in better form for U.S. practice.

13. We hereby declare that all statements made herein of our own knowledge are true and that all statements made on information and belief are believed to be true; and further that these statements were made with the knowledge that willful false statements and the like so made are punishable by fine and imprisonment, or both, under Title 18, United States Code, § 1001 and that such willful false statements may jeopardize the validity of the application or any patent issued thereon.

Herbert BRUDER

Dated

Thomas FLOHR

Dated

A. Rauscher - Scheibe
Annabella RAUSCHER - SCHEIBE

Dated

24/7/2010

Application No.: 10/667,475
Attorney Docket No.: 32860-000622/US

Karl SCHWARZ

Dated

Karl STIERSTORFER

Dated

891495.1



PATENT

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicant:	Herbert BRUDER et al.	Confirmation No.:	9058
Application No.:	10/667,475	Examiner:	John Corbett
Filing Date:	September 23, 2003	Group Art Unit:	2882
Title:	METHOD OF CREATING IMAGES IN COMPUTER TOMOGRAPHY (CT), AND CT DEVICE		
Attorney Docket:	32860-000622/US		

DECLARATION UNDER 37 C.F.R. § 1.131

COMMISSIONER OF PATENTS
P.O. BOX 1450
ALEXANDRIA, VA 22313-1450

Sir:

We, Herbert Bruder, Thomas Flohr, Annabella Rauscher-Scheibe, Karl Schwarz and Karl Stierstorfer, declare as inventors of the subject matter claimed in the above-identified application that:

1. This Declaration is submitted as evidence that the subject matter disclosed and claimed in U.S. Patent Application No. 10/667,475 was invented by us prior to July 10, 2002, which is the effective filing date of U.S. Patent No. 7,245,755 B1 ("Pan") entitled "Algorithm for Image Reconstruction and Image Noise Analysis in Computed Tomography."

2. We conceived, and are the named inventors of, the subject matter disclosed and originally claimed in U.S. Patent Application No. 10/667,475.

Application No.: 10/667,475
Attorney Docket No.: 32860-000622/US

3. U.S. Patent Application No. 10/667,475 is currently assigned to Siemens Aktiengesellschaft (hereinafter interchangeably referred to as "the company") as evidenced by the assignment recorded on Reel 014973, Frame 0051 in the U.S. Patent and Trademark Office.

4. The company is a company doing business in the Germany, a World Trade Organization (WTO) member country.

5. Prior to July 10, 2002, we conceived a method of creating images in computer tomography (CT) and a CT device in Germany, which at the time of conception was a WTO member country. (A copy of an internal Invention Disclosure Form and English translation thereof are attached as Exhibit A).

6. The Invention Disclosure Form was submitted on April 30, 2002, handed over to a supervisor, Dr. Stephan Schaller, on May 7, 2002, and was received in the Patent Department for the company on May 23, 2002.

7. The subject matter disclosed and claimed in U.S. Patent Application No. 10/667,475 was disclosed in the Invention Disclosure Form entitled "Gewichtungsverfahren fur 3D-Ruckprojektionsverfahren fur die Mehrzeiler-Spiral-CT" shown in Exhibit A.

Application No.: 10/667,475
Attorney Docket No.: 32860-000622/US

8. Prior to July 10, 2002, outside counsel (Dr. Armin Binder) was requested to prepare a patent application based on our invention (A copy of the order letter dated July 3, 2002 and an English translation thereof are attached as Exhibit B).

9. On August 28, 2002, Dr. Binder forwarded the draft patent application to one of us, Dr. Karl Stierstorfer, for review (A copy of a letter from Dr. Binder to Dr. Stierstorfer and an English translation thereof are attached as Exhibit C).

10. After reviewing the draft application, comments regarding the draft application were sent to Dr. Binder (Copies of emails dated August 29, 2002 and September 4, 2002 and English translations thereof are attached as Exhibits D and E, respectively).

11. On September 23, 2002, German Patent Application 10244181.2 (the "181 Application), which conformed substantially to the draft forwarded from Dr. Binder to Dr. Stierstorfer, but with the comments shown in Exhibits D and E, was filed with the German Patent Office (A copy of the '992 Application and an English translation thereof are attached as Exhibit F).

12. On September 23, 2003, the above-identified application was filed as U.S. Patent Application No. 10/667,475, and claimed priority under 35 U.S.C § 119 to the '181 Application. The U.S. application is an English

Application No.: 10/667,475
Attorney Docket No.: 32860-000622/US

translation of the filed German Patent Application, slightly modified to place
it in better form for U.S. practice.

13. We hereby declare that all statements made herein of our own knowledge are true and that all statements made on information and belief are believed to be true; and further that these statements were made with the knowledge that willful false statements and the like so made are punishable by fine and imprisonment, or both, under Title 18, United States Code, § 1001 and that such willful false statements may jeopardize the validity of the application or any patent issued thereon.

Herbert F. Bruder

Herbert BRUDER

Aug 05, 2010

Dated

Thomas Flohr

Thomas FLOHR

July 14, 2010

Dated

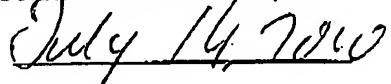
Annabella RAUSCHER = SCHEIBE

Dated

Application No.: 10/667,475
Attorney Docket No.: 32860-000622/US



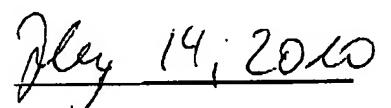
Karl SCHWARZ



Dated



Karl STIERSTORFER



Dated

891495.1

EXHIBIT A

19 SEP 2002

Vertraulich!An
Siemens AG
bzw. Beteiligungsgesellschaft

MED CT

ERFINDUNGSMELDUNG

Bitte verschlossen weiterversenden!

Bereits vorab an ZT PA übermittelt per FAX Wenn ja - bitte **u n b e d i n g t** ankreuzen!

Aktenzeichen der PA

2002 E 08528 DE

Ich/Wir (Vor- und Nachname der/des Erfinder[s] - weitere Angaben und Unterschrift[en] letzte Seite)

Anzahl der
Erfinder:

5

Datum der Ausfertigung:

30.4.2002

Dr. Karl Stierstorfer, Dr. Annabella Rauscher, Dr. Herbert Bruder, Dr.
Karl Schwarz, Dr. Thomas Flohr

Ich melde[n] hiermit die auf den folgenden Seiten vollständig beschriebene Erfindung mit der Bezeichnung:

Gewichtungsverfahren für 3D-Rückprojektionsverfahren für die Mehrzeiler-Spiral-CT

19 SEP 2002

I. An Vorgesetzten der/des Erfinder[s]

Eingang am:

Herrn/Frau Dr. Schaller

CTC

(Dienststelle)

mit der Bitte, die nachstehenden Fragen zu beantworten:

7.5.02

Dr. Stefan Schaller

a) Wann ging die Erfindungsmeldung bei Ihnen ein? →

b) Geht die Erfindung auf öffentlich geförderte Arbeiten zurück?

 nein ja, Vorhaben: _____

Ab Eingang läuft gesetzliche Frist!

c) Gibt es ein zugehöriges internes FuE-Projekt?

 nein ja, Projekt: _____

Nur bei ZT-Erfindungen auszufüllen:

Projekt-Nr. _____ Titel: _____ Kerntechnologie: _____

<input type="checkbox"/> Entwicklungs- projekt	im Interesse von Bereich: _____	Ansprechpartner: _____
<input type="checkbox"/> Forschungs- projekt		

d) Anmeldung wird empfohlen nein ja

Dringlichkeitsvermerk

Kosten trägt (Organisationseinheit): _____

 Die Erfindung betrifft nicht unser Interessengebiet. Es sind noch folgende

Dienststellen zu befragen: _____

7.5.02

Schaller

(Datum) (Unterschrift des Vorgesetzten)

II. Bitte wegen gesetzlicher Frist sofort weiterleiten

Eingang am:

An
ZT PA (Patentabteilung)

CT IPS AE

Standort: _____
(z.B.: Mch/M, Erl/S, Bln/N, Khe/R)

Eingang 23. Mai 2002

zur weiteren Veranlassung.

GR

1. Technisches Problem, das durch die Erfindung gelöst wird

Bei der Spiral-CT mit großen Kegelwinkeln können Datenredundanzen durch ein Gewichtungsverfahren berücksichtigt werden (vgl. Erfindungsmeldung 2001P22782DE, Anmeldung eingereicht). Dabei treten jedoch charakteristische Artefakte auf.

2. Bisherige Lösung

Für die Behandlung von Datenredundanzen bei der Kegelstrahl-Spiral-CT sind in der Literatur keine Verfahren verfügbar. Bei moderatem Kegelwinkel kann auf Verfahren wie AMPR (Schaller et al., Novel approximate approach for high-quality image reconstruction in helical cone beam CT at arbitrary pitch Proc. SPIE Medical Imaging Conf. 4322) oder SMPR (Proc. of the sixth international meeting on fully three-dimensional image reconstruction in radiology and nuclear medicine - 3D-2001, Pacific Grove, 2001, to be published) zurückgegriffen werden.

3. Erfindung

Das Verfahren beruht auf einer Erweiterung des Verfahrens in Erfindungsmeldung 2001P22782DE, wobei zusätzlich eine Gewichtung der rückprojizierten Daten eingeführt wird:

Die Daten $P(\alpha, \beta, q)$ werden nach dem Parallelrebinning nach $P(\theta, \beta, q)$ oder $P(\theta, p, q)$ in Richtung der Detektorzeilen, also in β - bzw. p -Richtung gefiltert. Dabei ist

α	der Fokuswinkel,
β	der Fächerwinkel,
q	die z-Koordinate (Zeilennummer),
$\theta = \alpha + \beta$	der Parallelfächerwinkel
$p = R_F \sin(\beta)$	die Parallelkoordinate (Abstand des Strahls von der Drehachse) und
R_F	der Fokusbahnradius.

Das entspricht einer Filterung des durch das Rebinning entstandenen virtuellen Paralleldetektors in Richtung der Spiraltangente.

Für jedes Voxel (x, y, z) suche man für jedes $\theta \in [0, \pi[$ die Strahlen $P(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)$ bzw. $P(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)$, (ganze Zahlen k) deren Projektion entlang der Drehachse durch (x, y) geht und bilde die Summe

$$P_{x,y,z}(\theta) = \frac{1}{H} \sum_k \sum_q W(\theta + k\pi) h(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \{\tilde{p}\}, \tilde{\beta}, q)) P(\theta + k\pi, \{\tilde{p}\}, \tilde{\beta}, q),$$

wobei h eine geeignete Gewichtungsfunktion, die die Schichtdicke bestimmt ist und d der Abstand (oder eine ähnliche Funktion) des Strahls vom Voxel (x, y, z) ist. Die Funktion W ist dabei eine Funktion des Projektionswinkels. Sie sollte typischerweise am Anfang des θ -Intervalls, in dem das Voxel im Strahlengang liegt, klein sein und danach mit einer glatten Funktion (etwa \cos^2) auf 1 ansteigen. Analog sollte es zum Ende des Intervalls, in dem das Voxel im Strahlengang liegt, auf Null fallen.

$$H = \sum_k \sum_q W(\theta + k\pi) h(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \{\tilde{p}\}, \tilde{\beta}, q))$$

ist die Gewichtssumme. Durch die Normierung mit der Gewichtssumme können beliebige Redundanzen, wie sie bei kleinen Pitchwerten auftreten, berücksichtigt werden.

Schließlich werden die Projektionswerte für die verschiedenen θ über das Intervall $\theta \in [0, \pi[$ im betreffenden Voxel summiert.

Alternativ kann das Verfahren auch wie folgt durchgeführt werden:

$$P_{x,y,z}(\theta) = \frac{1}{H} \sum_k \sum_q W(q) h(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \left\{ \begin{array}{c} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{array} \right\}, q)) P(\theta + k\pi, \left\{ \begin{array}{c} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{array} \right\}, q),$$

wobei W eine Funktion der Zeilennummer ist. Sie sollte am oberen und unteren Rand (d.h. für das maximale und minimale q) klein sein und dazwischen mit einer glatten Funktion (etwa \cos^2) auf 1 ansteigen. Die Gewichtssumme ist dann

$$H = \sum_k \sum_q W(q) h(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \left\{ \begin{array}{c} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{array} \right\}, q)).$$

Confidential! To Siemens AG or holding company		Inventor Declaration please forward ahead of time sent ahead of time to the ZT PA via FAX [] if so, please mark!	File No: 2002E08528 DE
I/we (first/last name of inventor(s) (further information and signature(s) last page) Dr. Karl Stierstorfer, Dr. Annabella Rauscher, Dr. Herbert Bruder, Dr. Karl Schwarz, Dr. Thomas Flohr		Number of inventors: 5	Date completed" 04.30.2002
Herewith report the invention described fully in the following pages: Weighting Method for 3-D Back Projection Method for Multi-Row Spiral CT			
To the section head(s) for the inventor(s): Mr/Ms. <u>Dr. Schaller</u> CTC (office) with the request to respond to the following questions _____ a) when were you first notified of the invention? b) is the invention based on public funding? [x] no <input type="checkbox"/> yes, project: _____ c) is there an associated internal FuE project? [x] no <input type="checkbox"/> yes, project _____		Received on: 05.07.02 Dr. Stefan Schaller legal period starts when received	
To be filled out only for ZT inventions: Project No _____ Title: _____ nuclear technology: _____ <input type="checkbox"/> development project region of interest: _____ contact person: _____ <input type="checkbox"/> research project d) application filing recommended <input type="checkbox"/> no <input checked="" type="checkbox"/> yes urgency remark _____ Cost carrier: (organizational unit): _____			
<input type="checkbox"/> The invention does not fall into our area of interest. The following offices must be questioned. 05.07.02 /s/ Schaller			
(date)		(signature of section head)	
Please forward immediately because of the legal deadline			
To: ZT PA (patent department)		Received on:	
Location: _____ (e.g. Mch/M Erl/S Bln/N, Khe/R)		CT IPS AE (May 23, 2002) GR	
to be processed further			

1. Technical problem solved with the invention

With spiral CTs having large conical angles, the data redundancies can be taken into consideration with a weighting method (see inventor declaration 2001P22782DE; application filed). The following artifacts occur in the process.

2. Prior art solution

No methods are available in literature for solving the data redundancies occurring with the conical-beam spiral CT. With a moderate conical angle, we have recourse to methods such as AMPR (Schaller et al., Novel approximate approach for high-quality image reconstruction in helical cone beam CT at arbitrary pitch Proc. SPIE Medical Imaging Conf. 4322) or SMPR (Proc. of the sixth international meeting on fully three-dimensional image reconstruction in radiology and nuclear medicine - 3D-2001, Pacific Grove, 2001, to be published).

3. Invention

The method is based on an expansion of the method disclosed in the inventor declaration 2001P22782DE, wherein additionally a weighting of the back-projected data is introduced:

The data $P(\alpha, \beta, q)$ are filtered after the parallel binning based on $P(\theta, \beta, q)$ or $(\theta, p, 1)$ in the direction of the detector rows, meaning in β and/or p direction, wherein:

α the focusing angle
 β the fan angle
 q the z-coordinate (row number)
 $\theta = \alpha + \beta$ the parallel fan angle
 $p = R_f \sin(\beta)$ - the parallel coordinate (distance of beam to the axis of rotation) and
 R_f the focal path radius

This corresponds to a filtering of the virtual parallel detector that developed in the direction of the spiral antenna.

For each voxel (x, y, z) we have to find $\theta \in [0, \pi]$ the beams $P(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)$ and/or $P(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)$ (whole numbers k) for which the projection along the rotational axis runs through (x, y) and form the sum:

$$P_{x,y,z}(\theta) = \frac{1}{H} \sum_k \sum_q W(\theta + k\pi) h(d_{x,y,z}(\theta + k\pi \left(\frac{\tilde{p}}{\tilde{\beta}} \right) q)) P(\theta + k\pi \left(\frac{\tilde{p}}{\tilde{\beta}} \right), q)$$

wherein h is a suitable weighting function which determines the layer thickness and d is the distance (or a similar function) of the beam from the voxel (x, y, z) . The function W is a function of the projection angle. Typically it should be small at the start of the θ interval where the voxel is in the beam path and later on should increase with a smooth function (approx. cosine²) to 1. Analog thereto, it should fall to zero at the end of the interval in which the voxel is in the beam path.

$$H = \sum_k \sum_q W(\theta + k\pi) h(d_{x,y,z}(\theta + k\pi \left(\frac{\tilde{p}}{\tilde{\beta}} \right) q))$$

is the weighting sum. By standardizing the weighting sum, any optional redundancies such as occur with small pitch values, can be taken into consideration.

Finally, the projection values for the different θ can be summed up via the interval $\theta \in [0, \pi[$ in the respective voxel.

EXHIBIT B

SIEMENS

Binder Armin Dr.
Neue Bahnhofstr. 16
89335 Ichenhausen

GERMANY

Name	Dr. Norbert Moritz
Abteilung	CT IP MED
Telefon	+49 9131 7 32556
Fax	+49 9131 7 32226
E-Mail	norbert.moritz@siemens.com
Ihr Schreiben	
Unser Zeichen	200210627
Datum	MTZ / MTZ 03.07.2002

A U F T R A G

Erfindung 2002E08528 mit der Bezeichnung: Gewichtungsverfahren für 3D-Rückprojektionsverfahren für die Mehrzeiler-Spiral-CT

Sehr geehrter Herr Patentanwalt,

hiermit erhalten Sie Unterlagen zur oben näher bezeichneten Erfindung. Wir beauftragen Sie, eine Patentanmeldung bis zum

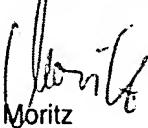
30.09.2002

auszuarbeiten.

Bitte prüfen Sie, ob diese Erfindungsmeldung zusammen mit einem oder mehreren unserer separaten Aufträge mit Zeichen 2002 10630, 2002 10631 und 2002 10626 einer gemeinsamen Anmeldefassung zugeführt werden kann.

Bitte senden Sie das beigefügte Doppel mit Ihrer Empfangsbestätigung umgehend an uns zurück.

Mit freundlichem Gruß



Moritz

Anlagen:

- Empfangsbestätigung
- Erfindungsmeldung in Kopie
- Kopie der Mitteilung an Erfinder
- Anmeldefassung 2001P22782DE in Kopie

Corporate Technology

Corporate Intellectual Property and Functions

Leitung:
Dr. Horst Fischer

Briefadresse:
Siemens AG
CT IP MED
Postfach 32 20
91050 Erlangen

Hausadresse:
Paul-Gossen-Str. 100
91052 Erlangen

Dr. Arming Binder
Neue Bahnhofstr. 16
89335 Ichenhausen

GERMANY

O R D E R

Invention 2002E08528 with the title: "Weighting Method for 3D-Back Projection Method for the Multi-Line Spiral CT

Dear Attorney:

Enclosed are the documents for the above-referenced invention. We herewith authorize you to prepare a patent application by

09.30.2002.

Please check whether this declared invention can be combined into a single application with one or several of our separate orders with the File Numbers 2002 10630; 2002 10631 and 2002 10626.

Please return the enclosed second copy immediately along with your acknowledgment of receipt.

Sincerely,

Enclosures

- acknowledgment
- copy of invention disclosure
- copy of notice to inventor
- copy of application document for 2001P22782DE

EXHIBIT C

TELEFAX

PATENTANWALT

EUROPEAN PATENT & TRADEMARK ATTORNEY

DR. PHIL. NAT. ARMIN BINDER

DIPL. PHYS.

Neue Bahnhofstr. 16
D - 89335 Ichenhausen
Tel: ++ 49 (0) 8223 / 6213
Fax: ++ 49 (0) 8223 / 6316
e-mail:pa.binder@t-online.de

An: Herrn **Datum:** 28. August 2002
Dr. Karl Stierstorfer

Telefax: 09191-18-9996 **Seiten:** 35

Betreff: Patentanmeldung
Ihr Zeichen: 200210627 / 2002 E 08528 DE
Unsere Akte: 2002.0528

Sehr geehrter Herr Dr. Stierstorfer,

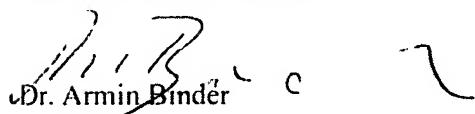
nachfolgend erhalten Sie den Entwurf zur oben genannten Patentanmeldung mit der Bitte um Durchsicht. Bitte beachten Sie hierbei auch das "Merkblatt für Erfinder".

Sollte Ihre Durchsicht nicht innerhalb einer Woche durchführbar sein, so bitte ich um umgehende Nachricht.

Falls Sie mit dem Entwurf einverstanden sind, bitte ich um Rücksendung der Einverständniserklärung, gegebenenfalls einschließlich der gewünschten Änderungen.

Für Rückfragen stehe ich jederzeit gerne zur Verfügung.

Mit freundlichen Grüßen


Dr. Armin Binder

Anlagen

Merkblatt für Erfinder
Anmeldeentwurf

ZEIT : 28.08.02 10:08
RUFNUMMER : +49-8223-6316
NAME : PA DR. BINDER ICHENH.

NR.	DATEI	DATUM	ZEIT	DAUER	ANZ	AN	ABT.-NR.	MODE	STATUS
813	F.7	28.08	09:54	13/06	35	+49 9191 189996		EC 08 M	OK

TELEFAX

PATENTANWALT
EUROPEAN PATENT & TRADEMARK ATTORNEY
DR. PHIL. NAT. ARMIN BINDER
DIPLO. PHYS.

Neue Bahnhofstr. 16
D - 89335 Ichenhausen
Tel: ++ 49 (0) 8223 / 6213
Fax: ++ 49 (0) 8223 / 6316
e-mail:pa.binder@t-online.de

An: Herrn **Dr. Karl Stierstorfer** Datum: **28. August 2002**

Telefax: **09191-18-9996** Seiten: **35**

Betreff: Patentanmeldung
Ihr Zeichen: 200210627 / 2002 E 08528 DE
Unsere Akte: 2002.0528

Sehr geehrter Herr Dr. Stierstorfer,

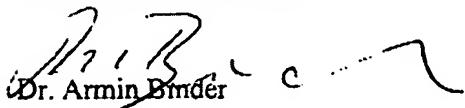
nachfolgend erhalten Sie den Entwurf zur oben genannten Patentanmeldung mit der Bitte um Durchsicht. Bitte beachten Sie hierbei auch das "Merkblatt für Erfinder".

Sollte Ihre Durchsicht nicht innerhalb einer Woche durchführbar sein, so bitte ich um umgehende Nachricht.

Falls Sie mit dem Entwurf einverstanden sind, bitte ich um Rücksendung der Einverständniserklärung, gegebenenfalls einschließlich der gewünschten Änderungen.

Für Rückfragen stehe ich jederzeit gerne zur Verfügung.

Mit freundlichen Grüßen



Anlagen

Merkblatt für Erfinder

Anmeldung

Fax from Dr. Phil. Nat. Armin Binder

To: Dr. Karl Stierstorfer

Date: August 28, 2002

Fax: 09191-18-9996

Pages: 35

Reference: Patent Application

Your File: 200210627/2002E 08528 DE

Our File: 2002.0528

Dear Dr. Stierstorfer:

Attached is the draft for the aforementioned patent application with the request to review this draft. Please also note the "Instruction for Inventors."

Please let me know immediately if you cannot review this text within one week.

If you agree with the draft, please return the Consent Declaration, if applicable along with the desired changes.

I will be happy to respond to any further questions.

Sincerely,

/s/ Dr. Armin Binder

Enclosures:

Instructions for inventors
Application draft

EXHIBIT D

Subject: Anmeldung 2002.0528
From: Stierstorfer Karl <karl.stierstorfer@siemens.com>
Date: Thu, 29 Aug 2002 12:32:46 +0200
To: "pa.binder@t-online.de" <pa.binder@t-online.de>
X-UIDL: 121bafe46e39746e
X-Mozilla-Status: 0001
X-Mozilla-Status2: 00000000
Return-Path: <karl.stierstorfer@siemens.com>
Received: from atlantis.erlm.siemens.de ([212.114.202.14]) by mailin04.sul.t-online.de with esmtp id 17kMbY-0IEHoWC;
Thu, 29 Aug 2002 12:32:48 +0200
Received: from tcenter.erlm.siemens.de (tcenter.erlm.siemens.de [146.254.160.14]) by atlantis.erlm.siemens.de
(8.9.3/8.9.3) with ESMTP id MAA18975 for <pa.binder@t-online.de>; Thu, 29 Aug 2002 12:32:48 +0200 (MET DST)
Received: from erlh910a.med.siemens.de (ERLH910A.med.siemens.de [146.254.61.193]) by tcenter.erlm.siemens.de
(8.9.0/8.9.0) with ESMTP id MAA10898 for <pa.binder@t-online.de>; Thu, 29 Aug 2002 12:32:47 +0200 (MET DST)
Received: by erlh910a.med.siemens.de with Internet Mail Service (5.5.2656.59) id <R6KCLP36>; Thu, 29 Aug 2002
12:32:50 +0200
Message-ID: <CB0365D517B7D611BSE100508B9498B60F258E@erlh904a.med.siemens.de>
MIME-Version: 1.0
X-Mailer: Internet Mail Service (5.5.2656.59)
Content-Type: text/plain; charset="iso-8859-1"
Content-Transfer-Encoding: quoted-printable

Hallo Herr Binder,

vielen Dank für Ihre Anmeldung, die ich gerade durchsehe. Ein paar Anmerkungen habe ich dazu :

Allgemein: sollte da nicht auch die Zeitgewichtung (Cardio) mit rein? Oder kommt das in eine extra Anmeldung?

S. 1, Z. 17: "bekannt" zuviel
S. 2, Z. 21 ff: da sind m.E. zwei Dinge vermischt: zum einen dürfen natürlich für die Rekonstruktion eines Voxels nur Strahlen berücksichtigt werden, die sehr nahe bei dem Voxel liegen (dies wird die Gewichtung mit $h(dx, y, z)$ erreicht) - das muß aber jede 3D-Rückprojektion tun. Wichtig ist hier, daß die Gewichtungsfunktion W eingeführt wird, die Strahlen abhängig von ihrer Position im Fächer (also unabhängig von der Voxelposition) gewichtet, und zwar so, daß Strahlen, die in Achsenrichtung (!) am Rand des Fächers liegen, geringer gewichtet werden.

S. 3, Z. 20ff: dito.
S. 3, Z. 25: "demnach" trifft hier m.E. nicht, da das vorher noch gar nicht erwähnt wurde.

S. 4, Z. 27: W sollte explizit als $W(q)$ geschrieben werden, um deutlich zu machen, daß das wirklich vom Zeilenindex, also von der z-Position des Strahls im Fächer abhängt.

S. 5, Z. 29ff: die Normierung ist m.E. unbedingt notwendig - -----
S. 6, Z. 8ff: Wenn man W als $W(\theta + k\pi)$ schreibt, muß die Gewichtungsfunktion so beschaffen sein, daß die Gewichte am Anfang und am Ende des für das Voxel relevanten $\theta + k\pi$ -Bereichs reduziert werden. (Das ist nicht einfach - ein Voxel kann auch mehrmals in den Strahlenkegel ein- und austreten - deshalb würde ich die Beschreibung mit $W(q)$ vorziehen, vgl. Seiten 15-17)

S. 15, Z. 30ff: siehe Bemerkung zu S. 6
S. 19, Z. 4ff: siehe Bemerkung zu Seite 2. Was ist der Unterschied von Fig 4 und 5?
S. 20, Z. 4ff: W hängt nicht vom Abstand des Strahls zum Voxel ab, sondern nur von der (z-)Position des Strahls im Fächer.

S. 22, Z. 25ff: dito
S. 24, Z. 7ff: "peripher" wäre mir zu ungenau. Vielleicht so: " W eine Wichtungsfunktion darstellt, die Strahlen mit betragsmäßig großem Kegelwinkel schwächer gewichtet als Strahlen mit betragsmäßig kleinem Kegelwinkel". Dann müßte natürlich irgendwo der Kegelwinkel erklärt werden, etwa als Winkel des Strahls zu einer axialen Ebene.
S. 27, Z. 26ff: wie Bemerkung zu S. 2

Viele Grüße,
Karl Stierstorfer

Skizze

E-mail dated August 29, 2002 from Karl Stierstorfer to Armin Binder

Hello Mr. Binder:

Thank you for the application documents which I am reviewing at this time. I have a few comments relating to the application:

General: Should the time weighting (cardio) not also be included? Or will that be in a different application?

P.1, L. 17 "known" is too much

P.2, L. 21ff I believe two things are mixed up here. For one thing, for the reconstruction of a voxel only rays should be taken into consideration which are very close to the voxel (achieved for the weighting with $h(dx, y, z)$ – however that must be done for any 3-D back projection. It is important here that the weighting function W is introduced, that the rays are weighted in dependence on their position in the fan (meaning independent of the voxel position). That is to say, rays which are located at the edge of the fan as seen in axial direction (!) are weighted lower.

P. 3, L. 20ff ditto

P.3, L. 25: I believe "accordingly" is not appropriate here since it was not previously mentioned.

P.4, L.27: W should explicitly be written as $W(q)$ to make it clear that it actually depends on the line index, meaning the z position of the ray in the fan.

P.5,L.29ff: I believe the standardization is absolutely necessary.

P.6, L. 8ff: If we write W as $W(\theta + k\pi)$, the weighting must be such that the weights are reduced at the start and the end of the $\theta + k\pi$ region that is relevant for the voxel. (That is not easy – a voxel can also enter or leave a beam several times – I would therefore prefer the description using $W(q)$; see also pages 15-17).

P.15,L.30ff: See comment to page 6

P.19, L.4ff: See comment to page 2. What is the difference between Figures 4 and 5?

P.20, L.4ff: W does not depend on the distance between the ray and the voxel, but only on (z -)position of the ray in the fan.

P.22, L.25ff: ditto

P.24, L.7ff: "Peripheral" would not be accurate enough for me. Perhaps you could use: "A weighting function is shown with W which gives less weight to rays with large conical angle." Of course, the conical angle would then have to be explained somewhere, e.g. as angle between the ray and an axial plane.

P. 27, L. 26ff: See comment to P. 2

Sincerely,
Karl Stierstorfer

EXHIBIT E

Subject: Re: Ihre Akte 2002.0528
From: "Dr. Armin Binder" <pa.binder@t-online.de>
Date: Wed, 04 Sep 2002 16:31:29 +0200
To: Stierstorfer Karl <karl.stierstorfer@siemens.com>
X-Mozilla-Status: 0001
X-Mozilla-Status2: 00000000
Message-ID: <3D761941.2070504@t-online.de>
User-Agent: Mozilla/5.0 (Windows; U; Windows NT 5.0; de-DE; rv:0.9.4.1) Gecko/20020508 Netscape6/6.2.3
X-Accept-Language: de-DE
MIME-Version: 1.0
References: <CB0365D517B7D611B5E100508B9498B60F25B4@crlh904a.med.siemens.de>
Content-Type: text/plain; charset=ISO-8859-1; format=flowed
Content-Transfer-Encoding: 8bit

Hallo Herr Stierstorfer,

ich habe die Anmeldung nochmals wegen Ihrer Anmerkung zu W(..) durchgesehen. Ich lag offensichtlich falsch, da dieser Term erst hier neu eingeführt ist. Ich habe deshalb - mit Ausnahme der beiden expliziten Beispiele in den Unteransprüchen 7 und 8 - alles in W(q) geändert.

Die Änderungen in den Formeln (h*(d...) in h(..)) habe ich ebenfalls durchgeführt.

mfg
Binder

Stierstorfer Karl wrote:

Hallo Herr Binder,

vielen Dank für Ihre neue Anmeldung, die ich jetzt leserlich erhalten habe.

Die wichtigsten Punkte sind jetzt korrekt, nur ein paar Dinge fallen mir noch auf:

S. 6, Formeln: hier sollte man nicht h*(dx,y,z{...}) schreiben, da man sonst denken könnte, daß das ein Produkt aus h und d ist, sondern h(dx,y,z{...})
S. 15, Formel: dito
S. 24, Formel: dito
S. 25, Formeln: dito
S. 16, Z. 3: Wenn Sie W(theta+kpi) schreiben, ist das eine Wichtungsfunktion, die vom Projektionswinkel theta+kpi abhängt. Daß das, wie Ihr Text besagt, Strahlen bezüglich ihrer z-Anordnung gewichtet, ist nicht selbstverständlich und geht aus dem Text nirgendwo hervor. Im allgemeinen würde ich die Formulierung über W(q) vorziehen, da sie intuitiver ist.

Die Einverständniserklärung schicke ich Ihnen unterschrieben per Fax zurück

Viele Grüße,
Karl Stierstorfer

E-mail of September 4, 2002 from Armin Binder to Karl Stierstorfer

Dear Mr. Stierstorfer:

I have again reviewed the application because of your comment regarding $W(..)$. I was obviously wrong since this term has only here been introduced new. I therefore changed everything to $W(q)$, with the exception of the two explicit examples in the dependent claims 7 and 8.

I also made the changes in the formulas from $(h^*(d...))$ to $h(..)$.

/s/ Binder

From Karl Stierstorfer:

Dear Mr. Binder:

Thank you for the application text which I have now received in a readable form.

The most important points are now correct, with the exception of a few things that I noticed:

P. 6 formulas: should not read $h^*(dx, y, z(..))$ since it would be possible to consider this a product of h and d ; instead it should read $h(dx, y, z(..))$.

P. 15 formula: ditto

P. 24 formula: ditto

P. 25 formulas: ditto

P. 16, line 3: if you write $W(\theta+k\pi)$, that refers to a weighting function which depends on the projection angle $\theta+k\pi$. It is not understood that this refers to the weighting of rays with respect to their z arrangement, as your text claims, and also does not follow anywhere from the text. In general, I would prefer the formula with $W(q)$ because it is more intuitive.

I will return the signed consent declaration via facsimile.

Sincerely,

/s/ Stierstorfer

EXHIBIT F

200210627

Method of creating images in computer tomography, and CT device for carrying out the method

The invention relates to a method of creating images in computer tomography, in which an object under examination is scanned with the aid of a beam originating from a focus and a flat detector array, the output data determined is filtered in a suitable way and backprojected in order to obtain at least one slice which represents the absorption values of the section of the object under examination. Furthermore, the invention relates to a CT device which is suitable for carrying out this method.

Methods of this type have become known under the term "filtered backprojection" but, as 3D methods, that is to say in conjunction with a matrix-like detector array, do not furnish an image quality which is judged to be adequate in practice, since what are known as "cone beam artefacts" occur because of the conical x-ray beam.

In addition, the disadvantage with this method is that redundant data, such as are produced during spiral scanning with low table advance as a result of multiple irradiation of one and the same voxel, is not used, which results in the radiation dose administered to the object under examination being used only incompletely for imaging.

Furthermore, there are thoughts relating to proceeding, in conjunction with 2D methods for image reconstruction, in such a way that preliminary images are calculated in large numbers by means of "filtered backprojection" from initial data which originates from sections of the focal path which are intrinsically inadequate for image reconstruction; the preliminary images being reformatted to form a final slice only in

a second step. These 2D methods are less useful for detector arrays with a large width, that is to say a great extent in the direction of the system axis, since an extremely large number of preliminary images then 5 has to be processed, which is a problem even when high computing power is available.

In all the aforementioned methods, the problem arises that, because of possible data redundancy which occurs 10 during the scanning of the object under examination, image artefacts are produced which have a detrimental influence on the image quality.

The invention is based on the object of specifying a 15 method of the type mentioned in the introduction which permits the image quality to be increased.

According to the invention, this object is achieved by the features of the independent patent claims. Special 20 configurations and improvements emerge from the features of the subclaims.

The inventors have discovered that in image processing it is firstly necessary to take account of the 25 redundancies which occur with respect to a respectively considered voxel in the region under examination, in particular during the backprojection of the filtered data. Secondly, however, it is also necessary to take into account how the ray is positioned in the beam. For 30 example, it has a decisively positive effect on the image quality if rays which are located centrally, based on the extent of the beam in the direction of the axis of rotation, are taken more into account when creating the image than rays which are positioned only 35 marginally in relation to the beam, based on the same extent.

Accordingly, the inventors propose an improved method for creating images in computer tomography which has the following method steps:

- to scan an object under examination with a beam
- 5 originating from at least one focus and with a flat detector array having a large number of distributed detector elements for detecting the rays of the beam, the at least one focus is rotated relative to the object under examination on at least one focal
- 10 path running around the object under examination with opposite detector array, the detector elements of the detector array supplying initial data which represents the attenuation of the rays as they pass through the object under examination,
- 15 - the initial data is filtered,
- the filtered initial data is then backprojected three-dimensionally in order to produce at least one slice of a layer of the object under examination which has a layer thickness, the slice representing
- 20 absorption values, obtained from the initial data, of the voxels belonging to the layer of the object under examination for the radiation of the beam, and
- during the backprojection, the rays are weighted as a function of their position in the beam.

25 In a particular embodiment, the filtering is carried out in the direction of the tangent to the focal path belonging to the respective focal position. It has been shown that, with this filtering direction, a

30 particularly high image quality can be achieved. The selection of this filtering direction is based on the finding that the abovedescribed 2D method permitting a high image quality and based on preliminary images would, so to speak, change into a 3D method if the

35 sections of the focal path on which the calculation of preliminary images is based were to be shortened so severely that they would cover only a single projection whose data would then be filtered in the direction of

the tangent to the focal path, and in that it would then be possible to expect that such a 3D method would then permit a comparatively good image quality as the 2D method.

5

If the beam has an extent in the direction of rotation and an extent in the direction of the axis of rotation, then it is advantageous to weight rays which are arranged centrally in the beam, as based on the extent 10 of the beam in the direction of the axis of rotation, to a greater extent than the rays which are arranged close to the edge in the beam, as based on the extent of the beam in the direction of the axis of rotation.

15 The method according to the invention may then be carried out particularly easily if, before filtering, a conversion of the initial data obtained in fan beam geometry in the form of rays $P(\alpha, \beta, q)$ into parallel data present in parallel beam geometry in the form of 20 rays $P(\theta, \beta, q)$ (azimuthal "rebinning") or $P(\theta, p, q)$ (complete "rebinning", that is to say azimuthal and radial "rebinning") is performed. In this case, with reference to fig. 3

25 α is the focal angle
 β is the fan angle
 q is the row index of the detector system corresponding to the z coordinate,
 $\theta = \alpha + \beta$ is the parallel fan angle,
30 $p = R_F \sin(\beta)$ is the parallel coordinate corresponding to the distance of the ray from the axis of rotation (system axis), and
 R_F is the radius of the focal path.

35 According to a preferred embodiment of the invention, the backprojection of the parallel data is carried out in that, in the course of the backprojection for each voxel $V(x, y, z)$, for each $\theta \in [0, \pi]$ for the rays

$P(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)$ and $P(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)$ whose projection along the system axis goes through (x, y) , the sum

$$P_{x,y,z}(\theta) = \sum_k \sum_q W \cdot h \left(d_{x,y,z} \left(\theta + k\pi, \left\{ \begin{array}{c} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{array} \right\}, q \right) \right) \cdot P \left(\theta + k\pi, \left\{ \begin{array}{c} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{array} \right\}, q \right)$$

5

is formed, where

x, y, z are the coordinates of the respective voxel $V(x, y, z)$,

10 k is a whole number corresponding to the number of half revolutions of the focus included in the reconstruction,

15 \tilde{p} are the parallel coordinates of those rays whose projections along the system axis run through the coordinates (x, y) of the respective voxel $V(x, y, z)$,

20 $\tilde{\beta}$ are the fan angles of those rays whose projections along the system axis run through the coordinates (x, y) of the respective voxel $V(x, y, z)$,

25 h is a weighting function determining the layer thickness of the layer of the object under examination represented in the slice produced,

30 d is a function which is equal to the distance of the respective ray from the corresponding voxel $V(x, y)$ and or is dependent on the distance of the respective ray from the corresponding voxel $V(x, y)$, and

35 W represents a weighting function which weights rays with a large parallel fan angle θ less than rays with a small parallel fan angle θ .

In this case, the notation $\left\{ \begin{array}{c} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{array} \right\}$ expresses the fact that

35 the formation of the sum can optionally be carried out for rays obtained by means of azimuthal "rebinning" or complete "rebinning", the filtering tangential to the

focal path in the case of azimuthal "rebinning" being filtering in the β direction and, in the case of complete "rebinning", being filtering in the p direction.

5

Because of the summing both over k and over q , it is then ensured that all the rays running through one and the same voxel are taken into account and the radiation dose supplied to the object under examination is thus 10 used completely.

A particularly preferred embodiment provides that, for the purpose of the backprojection of the parallel data, the sum

15

$$H = \sum_k \sum_q W \cdot h \left(d_{x,y,z} \left(\theta + k\pi, \left\{ \begin{array}{l} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{array} \right\}, q \right) \right)$$

normalized to the sum H of the weights h

20

$$P_{x,y,z}(\theta) = \frac{1}{H} \sum_k \sum_q W \cdot h \left(d_{x,y,z} \left(\theta + k\pi, \left\{ \begin{array}{l} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{array} \right\}, q \right) \right) \cdot P \left(\theta + k\pi, \left\{ \begin{array}{l} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{array} \right\}, q \right)$$

is formed. This procedure permits an image quality which is improved again, since possible overemphasis of voxels which are struck by more rays than other voxels 25 is eliminated, and thus corresponding artefacts are avoided. The CT value of the respective voxel is obtained by summing over θ .

According to the invention, the weighting function can 30 be a function of the parallel fan angle with $w(\theta + k\pi)$, and preferably represent a smooth function which has the value 1 for central rays, as based on the extent of the fan of rays in the direction of the axis of rotation or z direction, and tends to 0 for marginal rays.

If the detector array has detector elements arranged in the manner of rows, then the weighting can be represented by a function of the row number $W(q)$, a 5 smooth function also preferably being used here which, for rays with a centrally placed detector row or a plurality of centrally placed detector rows, has a high value, preferably the value 1, and for rays arranged at the margin tends to 0; for example this can be a \cos^2 10 function.

The method according to the invention can be used, for example when, according to one variant of the invention, the focal path is a circular path (tomogram 15 scanning). According to a preferred variant of the invention, however, the focal path is a spiral path, which is brought about by the focus being moved on a circular path about the system axis and, at the same time, there being a relative movement between focus and 20 object under examination in the direction of the system axis. On the basis of such spiral scanning, even relatively large volumes of the object under examination can be examined without problems.

25 In the case of tomogram scanning, k is normally $k=1$ or $k=2$; in the case of spiral scanning, k is selected while taking account of the relative displacement in the direction of the system axis carried out per full revolution, such that the region to be imaged of the 30 object under examination is registered completely.

According to the basic idea of the invention, the inventors also propose to improve a CT device for scanning an object under examination with a beam 35 originating from at least one focus and with a flat detector array having a large number of distributed detector elements for detecting the rays of the beam, the at least one focus moving relative to the object

under examination on at least one focal path running around the object under examination with the opposite detector array, to the effect that at least means for collecting detector data, filtering and backprojection 5 are provided, which carry out the method described above, these means preferably and as far as possible being implemented by programs or program modules.

10 The invention will be explained in more detail below using an exemplary embodiment which is illustrated in the appended schematic drawings, in which:

15 Fig. 1 shows a CT device having a plurality of rows of detector elements in a partly perspective, partly block-diagram illustration;

Fig. 2 shows a longitudinal section through the device according to Fig. 1;

Fig. 3 shows a diagram illustrating "rebining";

20 Fig. 4 shows scanning with opposite focus and detector in the beam with a rotating gantry;

Fig. 5 shows the course of two different weighting functions W ;

Fig. 6 shows scanning with opposite focus and detector in the beam with the gantry rotating and moving 25 in the z direction.

Figs 1 and 2 illustrate a CT device of the third generation suitable for carrying out the method according to the invention. Its measurement 30 arrangement, designated overall by 1, has an x-ray source, designated overall by 2, with a beam aperture stop 3 arranged in front of the latter, close to the source (Fig. 2) and a detector system 5 formed as a two-dimensional array of a plurality of rows and 35 columns of detector elements - one of these is designated 4 in Fig. 1 - with a beam aperture stop 6 in front of the latter, close to the detector (Fig. 2). In Fig. 1, for clarity, only eight rows of detector

elements 4 are shown. However, as indicated by dots in Fig. 2, the detector system 5 has further rows of detector elements 4.

5 The x-ray source 2 with the aperture stop 3, on the one hand, and the detector system 5 with the aperture stop 6, on the other hand, are fitted, in the manner which can be seen from Fig. 2, to a rotary frame 7, opposite each other in such a way that a pyramidal x-ray beam 10 originating from the x-ray source 2 during operation of the CT device and masked by the adjustable aperture stop 3, whose marginal rays are designated 8, strikes the detector system 5. In this case, the aperture stop 6 is adjusted in accordance with the cross section of 15 the x-ray beam set by the aperture stop 3 such that only that region of the detector system 5 which can be struck directly by the x-ray beam is exposed. In the operating mode illustrated in Figs 1 and 2, these are eight rows of detector elements 4, which are referred 20 to as active rows in the following text. The further rows, indicated by dots, are covered by the aperture stop 6 and therefore not active.

Each row of detector elements 4 has a number K of 25 detector elements, $\beta_k = \beta_1$ to β_K being the channel index and each detector element being assigned a fan angle β_k . The fan angle of the central detector element is equal to 0; the fan angles of the two outermost detector elements are $\beta_1 = +\beta_{max}$ and $\beta_K = -\beta_{max}$.

30

The active rows L_q of detector elements 4 are designated L_1 to L_Q , $q = 1$ to Q being the row index which, in the case of the exemplary embodiment described, corresponds so to speak to the z coordinate.

35

The x-ray beam has the cone angle φ plotted in Figs 1 and 2, which is the opening angle of the x-ray beam in a plane containing the system axis Z and the focus F .

The opening angle of the x-ray beam in a plane at right angles to the system axis Z and containing the focus F (fan opening angle) is $2\beta_{max}$ and is plotted in Fig. 1.

5 The rotary frame 7 can be set rotating by means of a drive device 22 about a system axis designated by Z . The system axis Z runs parallel to the z axis of a three-dimensional rectangular coordinate system illustrated in Fig. 1.

10

The columns of the detector system 5 likewise run in the direction of the z axis, while the rows, whose width b is measured in the direction of the z axis and is 1 mm, for example, run transversely with respect to 15 the system axis Z and the z axis.

20

In order to be able to move an object under examination, for example a patient, into the beam path of the x-ray beam, a mounting device 9 is provided, which can be displaced parallel to the system axis Z , that is to say in the direction of the z axis, to be specific in such a way that there is synchronization between the rotational movement of the rotary frame 7 and the translational movement of the mounting device, 25 with the effect that the ratio between translation and rotational speed is constant, this ratio being adjustable by a desired value for the advance v of the mounting device per revolution of the rotary frame being selected.

30

It is therefore possible for a volume of an object under examination located on the mounting device 9 to be examined in the course of a volume scan, it being possible for the volume scan to be carried out in the 35 form of spiral scanning, with the effect that, with simultaneous rotation of the measuring unit 1 and translation of the mounting device 9, a large number of projections from different projection directions is

recorded by means of the measuring unit for each revolution of the measuring unit 1. During the spiral scanning, the focus F of the x-ray source moves relative to the mounting device 9 on a spiral path 5 designated S in Fig. 1. The spiral scanning must extend in the α direction over at least $\pi+2\beta_{max}$, in order to permit the complete reconstruction of a CT image for each row of detector elements, but can also be longer as desired within the technical limits of the CT 10 device.

However, because of the fact that a plurality of rows of detector elements 4 are present, a volume of the object under examination can also be examined in the 15 course of what is known as a tomogram scan, in which no relative movement takes place in the direction of the z axis between the measuring unit 1 and mounting device 9 ($v = 0$). In the case of the tomogram scan, the size of the volume examined is therefore determined by the 20 number of active rows of detector elements 4. During a tomogram scan, the focus F moves on a circular focal path which lies in a plane designated the mid-plane below.

25 The tomogram scanning can be carried out in the form of a part revolution or in the form of a complete revolution, the part revolution covering a part revolution interval of at least $\pi+2\beta_{max}$ (half a revolution plus the fan opening angle), which permits 30 complete reconstruction of a CT image, while a full revolution covers 2π .

The measured data read out in parallel from the 35 detector elements of each active row of the detector system 5 during the spiral or tomogram scanning and corresponding to the individual projections $P(\alpha, \beta, q)$ in fan beam geometry is subjected to digital/analog

conversion in a data conditioning unit 10, serialized and transmitted to an image computer 11.

Following preconditioning of the measured data in a 5 preconditioning unit 12 belonging to the image computer 11, the resultant data stream passes to a slice reconstruction unit 13, which uses the measured data to reconstruct slices of desired layers of the object under examination in accordance with a method according 10 to the invention based on "filtered backprojection" and yet to be described in detail.

The CT images are composed of pixels (pixel = picture element) assembled in the manner of a matrix, the 15 pixels being assigned to the respective image plane, each pixel being assigned a CT number in Hounsfield units (HU) and the individual pixels being displayed in accordance with a CT number/gray value scale in a gray value corresponding to their respective CT number. In 20 this case, each pixel illustrates a voxel (voxel = volume element) of the layer illustrated in the CT image and belonging to the object under examination. Since, because of the multiplicity of rows of the detector system 5 and, if appropriate, the spiral 25 scanning, measured data with respect to a plurality of layers of the object under examination is obtained, 3D data is available, which is subjected to 3D backprojection within the context of the invention. As the final result, 3D image data is available in the 30 form of a three-dimensional matrix, for example with the axes x, y, z , each element in the matrix corresponding to a voxel $V(x, y, z)$ and containing the gray value corresponding to the associated CT number. Those elements of the three-dimensional matrix which 35 have the same x , y , or z value then in each case represent a planar slice of the layer of the object under examination corresponding to the defining x , y , or z value.

The images reconstructed by the slice reconstruction unit 13 are displayed on a display unit 16, for example a monitor, connected to the image computer 11.

5

The x-ray source 2, for example an x-ray tube, is supplied with the necessary voltages and currents, for example the tube voltage U , by a generator unit 17. In order to be able to set these to the respectively necessary values, the generator unit 17 is assigned a control unit 18 with keyboard 19, which permits the necessary adjustments.

In addition, the other operation and control of the CT device is carried out by means of the control unit 18 and keyboard 19, which is illustrated by the fact that the control unit 18 is connected to the image computer 11.

20 Inter alia, the number Q of active rows of detector elements 4, and therefore the position of the aperture stops 3 and 6, can be adjusted, for which purpose the control unit 18 is connected to adjusting units 20 and 21 assigned to the aperture stops 3 and 6.
25 Furthermore, the rotation time τ needed by the rotary frame 7 for a complete revolution can be adjusted, which is illustrated by the fact that the drive unit 22 assigned to the rotary frame 7 is connected to the control unit 18.

30

Although it is possible in principle to implement the method according to the invention in fan beam geometry as well, the CT device described is preferably operated in a mode in which the method according to the invention is implemented in parallel beam geometry.

Accordingly, the data obtained during the scanning of the region of the body of the patient which is relevant

to the respective examination by means of spiral or tomogram scanning in fan beam geometry is first of all converted, in a manner known per se, into data in parallel beam geometry by means of a method generally 5 designated "rebinning". This conversion is based on resorting the data obtained in fan beam geometry in such a way that rays are removed from different 10 projections recorded in fan beam geometry, and joined together to form a projection in parallel beam 15 geometry. In parallel beam geometry, data from an interval with a length π is sufficient to be able to reconstruct a complete image. In order to obtain this data, data in fan beam geometry from an interval of length $\pi+2\beta_{\max}$ must nevertheless be available.

15

A projection in parallel beam geometry is illustrated in Fig. 3. Accordingly, all n parallel rays RP_1 to RP_N of this projection assume the parallel fan angle θ with respect to the x axis of the coordinate system which is 20 illustrated in Fig. 3 and coincides with that according to Fig. 1.

25 By using the parallel ray RP_1 illustrated by a continuous line in Fig. 3, the transition from fan beam to parallel beam geometry will be explained below.

The parallel ray RP_1 originates from a projection obtained in fan beam geometry for the focal position F_1 located on the focal path S . The central ray RF_{z1} 30 belonging to this projection in fan beam geometry, running through the axis of rotation 14 and therefore the z axis of the coordinate system, is likewise plotted in Fig. 3. The focal position F_1 corresponds to the focal angle α_1 ; this is the angle formed by the x 35 axis and the central ray RF_{z1} . As compared with the central ray RF_{z1} , the ray RP_1 has the fan angle β . It is thus easy to see that, for the parallel fan angle θ it is true that $\theta = \alpha + \beta$.

The beam spacing p from the axis of rotation 14 or the z axis, measured at right angles to the respective parallel ray, is given by $p=R_F \sin(\beta)$.

5

As becomes clear by using the central ray RP_z illustrated in a thickened line in Fig. 3 and extending through the axis of rotation 14 and the x axis, this ray is the central ray of a projection in fan beam geometry recorded in fan beam geometry for the focal position F_z at the focal angle α_z . Since it is true that $\beta=0$ for the central ray of a projection recorded in fan beam geometry, it becomes clear that the following is true of the case of central rays:

15

Depending on whether an azimuthal or complete "rebinning" is carried out, the parallel projections are present in the form

$$P(\alpha, \beta, q)$$

20 or in the form

$$P(\theta, p, q)$$

where

α is the focal angle

β is the fan angle

25 q is the row index of the detection system corresponding to the z coordinate,

$\theta=\alpha+\beta$ is the parallel fan angle

$p=R_F \sin(\beta)$ is the parallel coordinate corresponding to the ray spacing from the axis of rotation (system axis), and

30 R_F is the radius of the focal path.

In an operating mode corresponding to a first embodiment of the method according to the invention,

35 which can be selected by means of the keyboard 19, the CT device described operates on the basis of projections obtained by azimuthal "rebinning". The data corresponding to these projections is filtered in the β

direction, that is to say in each case in the direction of the tangent T belonging to the focal position of the central ray of the respective parallel projection (see fig. 3), specifically by using one of the filter 5 kernels customary in computer tomography, e.g. a Shepp-Logan or Ramachandran-Lakshminarayanan kernel.

The parallel data filtered in this way is then backprojected in that, in the course of the 10 backprojection, for each voxel $V(x, y, z)$ for each $\theta \in [0, \pi]$ for the rays $P(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)$ whose projection along the system axis goes through (x, y) , the sum

$$P_{x,y,z}(\theta) = \sum_k \sum_q W(q) \cdot h(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)) \cdot P(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)$$

15

is formed, where

x, y, z are the coordinates of the respective voxel $V(x, y, z)$,

20 k is a whole number corresponding to the number of half revolutions of the focus included in the reconstruction,

$\tilde{\beta}$ are the fan angle as of those rays whose projections along the system axis run through the coordinates (x, y) of the respective voxel 25 $V(x, y, z)$, and

h is a weighting function which determines the layer thickness of the layer of the object under examination illustrated in the slice produced, and

30 d is a function which is equal to the distance of the respective ray from the corresponding voxel $V(x, y)$ or is dependent on the distance of the respective ray from the corresponding voxel $V(x, y)$, and

35 $W(q)$ represents a weighting function which weights rays which are positioned peripherally or at

least decentrally in the beam, as based on the extent in the direction of the axis of rotation, less than rays which are arranged centrally.

5

As a result of the selected filtering direction and as a result of the summation both over k and over q , firstly cone beam artefacts are avoided, in the interest of a high dose utilization, all the rays 10 running through a voxel $V(x,y,z)$ are taken into account, but in addition, the positioning of the ray in the beam is also taken into account by means of appropriate weighting.

15 The absorption value $\mu_{x,y,z}$ associated with a voxel $V(x,y,z)$ is obtained by means of summation over θ over at least half a revolution, that is to say by forming

$$\mu_{x,y,z} = \sum_{\theta} P_{x,y,z}(\theta)$$

20

The CT number corresponding to the respective absorption value is determined in a conventional way from the absorption value.

25 In this case, different weighting functions h and different functions d can be set by means of the keyboard 19.

30 For example, a triangular or trapezoidal function is suitable as a weighting function h .

The weighting function W is represented as a function of the projection angle θ .

35 The function d can be the distance of the respective parallel ray from the voxel $V(x,y,z)$ or, instead, for example the z (axial) component of this distance.

In a modification of the first operating mode described above, for the purpose of backprojection of the parallel data, the sum

5

$$\mu_{x,y,z} = \sum_{\theta} P_{x,y,z}(\theta)$$

normalized to the sum H of the weights h

$$H = \sum_k \sum_q W(q) \cdot h(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q))$$

10

is formed. This permits an image quality which is again improved, since the possible overemphasis of voxels which are "illuminated", that is struck by rays, in a plurality of half revolutions is eliminated and thus corresponding artefacts are avoided. This redundancy occurs during spiral scans when the relative displacement taking place per full revolution of the measuring arrangement is so low (low pitch) that voxels are irradiated repeatedly.

A second operating mode, which corresponds to a further embodiment of the method according to the invention and can be selected by means of the keyboard 19, differs from the first operating mode in that the CT device described does not operate on the basis of projections obtained by means of azimuthal but by means of complete "rebinning". The data corresponding to these projections is filtered in the p direction in the case of complete "rebinning", that is to say in each case likewise in the direction of the tangent T belonging to the focal position of the central ray of the respective parallel projection (see Fig. 3).

Accordingly, for the parallel data filtered in this way in the course of the backprojection, the sum

$$P_{x,y,z}(\theta) = \frac{1}{H} \sum_k \sum_q W(q) \cdot h(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)) \cdot P(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)$$

5

is formed, $\tilde{\beta}$ being the parallel coordinates of those rays whose projections along the system axis run through the coordinates (x, y) of the respective voxel $V(x, y, z)$.

10

In the case of the second operating mode, too, in a modification relating to the backprojection of the parallel data, a sum normalized to the sum H of the weights h

15

$$P_{x,y,z}(\theta) = \sum_k \sum_q W(q) \cdot h(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)) \cdot P(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)$$

is formed, namely the sum

$$H = \sum_k \sum_q W(q) \cdot h(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \tilde{p}, q))$$

20

In the case of the first and second operating modes described above, a function of the method according to the invention is provided in which, in conjunction with a voxel $V(x, y, z)$, all the rays whose projection along the axis of rotation of 14 or the z axis goes through x, y are considered. Whether and to what extent these rays are taken into account is determined by the weighting functions W and h and the function d .

30

However, the CT device can also have further operating modes which can be selected by means of the keyboard 19 and which correspond to those described previously, with the difference that, for a given focal position, 5 the theoretical ray running through the respective voxel $V(x,y,z)$ is determined and then, taking into account the weighting function h and the function d in the sum formation, only those rays which can actually make a contribution to the sum are included in the 10 course of the backprojection.

In the exemplary embodiments described, the relative movement between the measuring unit 1 and the mounting device 9 is in each case produced by the mounting device 9 being displaced. However, within the scope of the invention, there is also the possibility of arranging for the mounting position 9 to be fixed in position and, instead, to displace the measuring unit 1. In addition, within the scope of the invention, 20 there is the possibility of producing the necessary relative movement by displacing both the measuring unit 1 and the mounting device 9.

In Figure 4, the problem of weighting the rays in a 2D representation is shown, simplified and illustrated schematically. In this example, the gantry of the CT with focus and detector in the 0° position is shown by continuous lines and in the 180° position, rotated about the z axis by 180° , is shown by dots. The 25 detector has 12 detector rows L1 to L12, which are each struck by the associated rays S1 to S12 from the beam. It should be pointed out that the spatial dimensions shown are illustrated exaggerated with respect to the extent of the detector, in order to be able to explain 30 the invention more clearly. The gantry shown moves on a circular path here about the z axis or system axis. Movement in the direction of the z axis does not take 35 place.

If the voxel V2 which lies centrally in the beam is considered, this voxel will be penetrated by the central rays S4 in both positions of the gantry.

5. According to the invention, the measurements from these rays are highly weighted. At the same time, in the 0° position, the voxel V1 which lies somewhat more peripherally is penetrated in the 0° position by the outer ray S1 and by the ray S4 lying further in. In

10 accordance with the weighting according to the invention, the ray S1 will be given less weight than the ray S4. If the likewise peripherally arranged voxel V3 is considered, then the weighting here is reversed. Since, here, the detector is constructed with detector

15 elements which are divided up into rows and columns in the manner of a matrix, the weighting of the rays can be coupled directly to the row number q.

In figure 5, located below, three examples of a course according to the invention of weightings W_q are illustrated. Common to all is the greater weighting of the central rays with respect to the outer rays. However, the functions are different. The dotted line represents a course which drops off linearly on either

25 side of the centre, the dashed line results in identical weighting over a large central region with a tendency to drop off rapidly at the periphery, and the continuous line shows a bell-like course which permits a gentle transition between the extreme values 0 and 1.

30

Figure 6 shows CT beams from a gantry of a spiral CT respectively in the 0° position and adjacent 180° position. In accordance with the essence of the spiral CT, these positions are offset in relation to each

35 other in addition to the rotation in the z direction. In this illustration, the voxel V1 is penetrated by the ray S1 both in the 0° position and in the 180° position. In accordance with this decentral position

of the ray S1 and the associated detector row L1 located on the outside in the detector, these two measurements are weighted lowly. By contrast, the voxel V2 in the 0° position is penetrated by the ray S12 located decentrally, which is weighted lowly in this position for the voxel V2, but in the 180° position is penetrated by the central ray S6, which is weighted highly for this voxel V2. In accordance with the position of the rays S1 in the 0° and 180° positions, these rays are both weighted lowly in relation to the voxel V1. Overall, as a result of this additional weighting W illustrated here, the result is a substantial improvement in the image quality.

15 It should be pointed out that the conical x-ray beam has a rectangular cross section in the exemplary embodiment described here, but other cross-sectional geometries are also possible within the scope of the invention.

20 In connection with the exemplary embodiments described above, CT devices of the third generation are used, that is to say the x-ray source and the detector system are displaced jointly about the system axis during the image generation. However, the invention can also be used in connection with CT devices of the fourth generation, in which only the x-ray source is displaced about the system axis and interacts with a stationary detector ring, if the detector system is a multi-row array of detector elements.

35 The method according to the invention can also be used in CT devices of the fifth generation, that is to say CT devices in which the x-radiation originates from a plurality of foci of one or more x-ray sources displaced about the system axis, and not just from one focus, if the detector system has a multi-row array of detector elements.

The CT devices used in connection with the exemplary embodiments described above have a detector system of detector elements arranged in the manner of an orthogonal matrix. However, the invention can also be used in connection with CT devices whose detector system has a flat array with detector elements arranged in another way.

10 The exemplary embodiments described above relate to the medical application of the method according to the invention. However, the invention can also be applied outside medicine, for example in checking luggage or in material examination.

Patent claims

1. A method of creating images in computer tomography, comprising the method steps:
 - 5 1.1 to scan an object under examination with a beam originating from at least one focus and with a flat detector array having a large number of distributed detector elements for detecting the rays of the beam, the at least one focus is rotated relative to the object under examination on at least one focal path running around the object under examination with opposite detector array, the detector elements of the detector array supplying initial data which represents the attenuation of the rays as they pass through the object under examination,
 - 10 1.2 the initial data is filtered,
 - 1.3 the filtered initial data is then backprojected three-dimensionally in order to produce at least one slice of a layer of the object under examination which has a layer thickness, the slice representing absorption values, obtained from the initial data, of the voxels belonging to the layer of the object under examination for the radiation of the beam, and
 - 15 1.4 during the backprojection, the rays are weighted as a function of their position in the beam.
2. The method as claimed in claim 1, characterized in that the filtering is carried out in the direction of the tangent to the focal path belonging to the respective focal position.
3. The method as claimed in either of claims 1 and 2, 30 characterized in that the beam has an extent in the direction of rotation and an extent in the direction of the axis of rotation, rays which are

5 arranged centrally in the beam, as based on the extent of the beam in the direction of the axis of rotation, being weighted to a greater extent than the rays which are arranged close to the edge in the beam, as based on the extent of the beam in the direction of the axis of rotation.

10 4. The method as claimed in one of claims 1 to 3, characterized in that, before filtering, a conversion of the initial data obtained in fan beam geometry in the form of rays $P(\alpha, \beta, q)$ into parallel data present in parallel beam geometry in the form of rays $P(\theta, \beta, q)$ or $P(\theta, p, q)$ is performed, where

15 α is the focal angle
 β is the fan angle
 q is the row index of the detector system corresponding to the z coordinate,

20 $\theta = \alpha + \beta$ is the parallel fan angle,
 $p = R_F \sin(\beta)$ is the parallel coordinate corresponding to the distance of the ray from the axis of rotation (system axis), and

25 R_F is the radius of the focal path.

30 5. The method as claimed in claim 4, characterized in that the backprojection of the parallel data is carried out in that, in the course of the backprojection for each voxel $V(x, y, z)$, for each $\theta \in [0, \pi]$ for the rays $P(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)$ and $P(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)$ whose projection along the system axis goes through (x, y) , the sum

$$P_{x,y,z}(\theta) = \sum_k \sum_q W \cdot h \left(d_{x,y,z} \left(\theta + k\pi, \left\{ \begin{array}{l} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{array} \right\}, q \right) \right) \cdot P \left(\theta + k\pi, \left\{ \begin{array}{l} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{array} \right\}, q \right)$$

is formed, where

x, y, z are the coordinates of the respective voxel

$V(x, y, z)$,

5 k is a whole number corresponding to the number of half revolutions of the focus included in the reconstruction,

10 \tilde{p} are the parallel coordinates of those rays whose projections along the system axis run through the coordinates (x, y) of the respective voxel $V(x, y, z)$,

15 $\tilde{\beta}$ are the fan angles of those rays whose projections along the system axis run through the coordinates (x, y) of the respective voxel $V(x, y, z)$,

20 h is a weighting function determining the layer thickness of the layer of the object under examination represented in the slice produced,

25 d is a function which is equal to the distance of the respective ray from the corresponding voxel $V(x, y)$ or is dependent on the distance of the respective ray from the corresponding voxel $V(x, y)$, and

25 W represents a weighting function which weights rays with a large parallel fan angle θ less than rays with a small parallel fan angle θ .

6. The method as claimed in claim 5, characterized in that, during the backprojection of the parallel data, the sum

$$H = \sum_k \sum_q W \cdot h \cdot \left(d_{x,y,z} \left(\theta + k\pi, \left\{ \frac{\tilde{p}}{\tilde{\beta}} \right\}, q \right) \right)$$

35 normalized to the sum H of the weights h

$$P_{x,y,z}(\theta) = \frac{1}{H} \sum_k \sum_q W \cdot h \left(d_{x,y,z} \left(\theta + k\pi, \left\{ \frac{\tilde{p}}{\tilde{\beta}} \right\}, q \right) \right) \cdot P \left(\theta + k\pi, \left\{ \frac{\tilde{p}}{\tilde{\beta}} \right\}, q \right)$$

is formed.

5 7. The method as claimed in either of claims 5 and 6, characterized in that the weighting function represents a function of the parallel fan angle with $W(\theta+k\pi)$.

10 8. The method as claimed in claim 7, characterized in that the weighting function $W(\theta+k\pi)$ represents a smooth function which has the value 1 for centrally arranged rays in the beam, based on the parallel fan angle, and tends to 0 for rays arranged at the edge.

15 9. The method as claimed in either of claims 4 and 5, characterized in that the detector array has detector elements arranged in the manner of rows, and the weighting function represents a function of the row number $W(q)$.

20 10. The method as claimed in claim 8, characterized in that the weighting function $W(q)$ represents a smooth function which has the value 1 for rays to at least one centrally located detector row and tends to 0 for rays to detector rows at the edge.

25 11. The method as claimed in one of claims 1 to 9, characterized in that the focal path is a circular path.

30 12. The method as claimed in one of claims 1 to 9, characterized in that the focal path is a spiral path which is brought about by the focus being moved about the system axis on a circular path

and, at the same time, a relative movement between focus and object under examination in the direction of the system axis taking place.

5 13. The method as claimed in one of claims 1 to 12, characterized in that the detector elements on the detector array are arranged distributed in rows and lines, preferably in the manner of a matrix.

10 14. A CT device for scanning an object under examination, with a beam originating from at least one focus and with a flat detector array having a large number of distributed detector elements for detecting the rays of the beam, the at least one focus moving relative to the object under examination on at least one focal path running around the object under examination with the opposite detector array, at least means for collecting detector data, filtering and 20 backprojection being provided as claimed in one of claims 1 to 13.

15 15 The CT device as claimed in claim 14, characterized in that the aforementioned functional means are at least partly implemented by programs or program modules.

Abstract

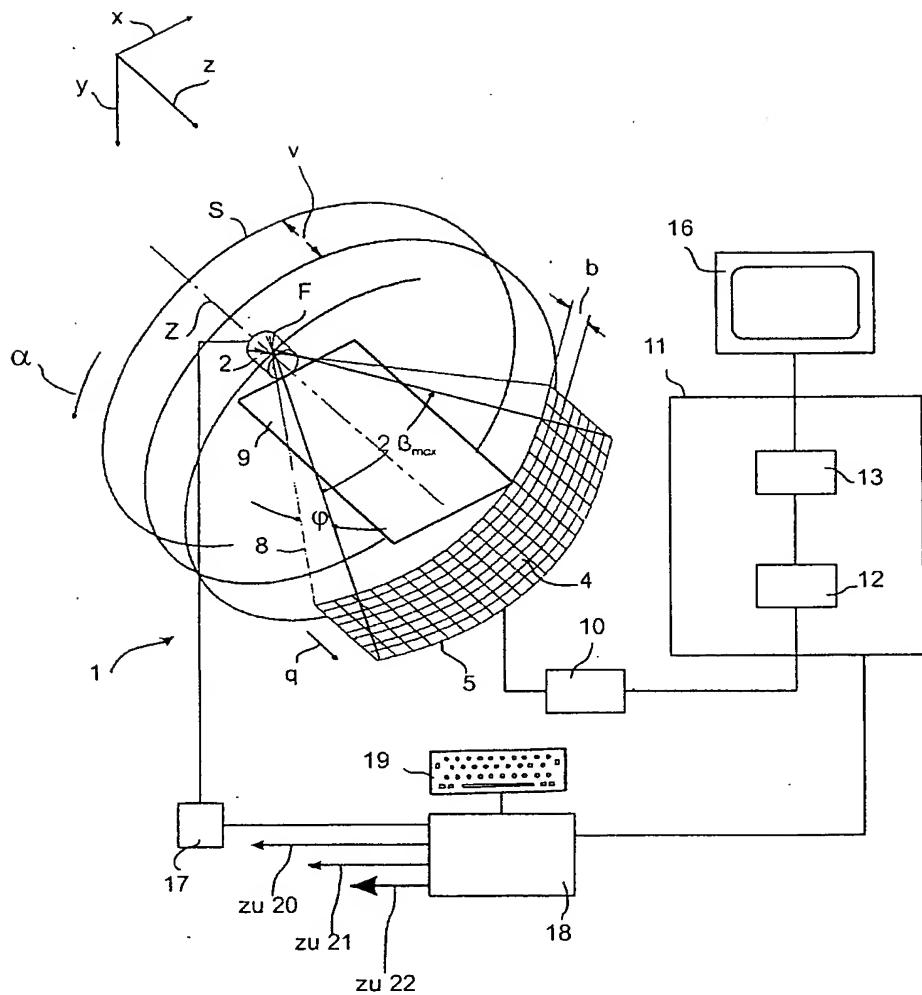
Method of creating images in computer tomography, and CT device for carrying out the method

The invention relates to a method for image reconstruction for computer tomography with a flat, extended detector, the rays being weighted during the backprojection as a function of their position in the beam.

In addition, the invention relates to a CT device for carrying out the above-mentioned method.

FIG. 4

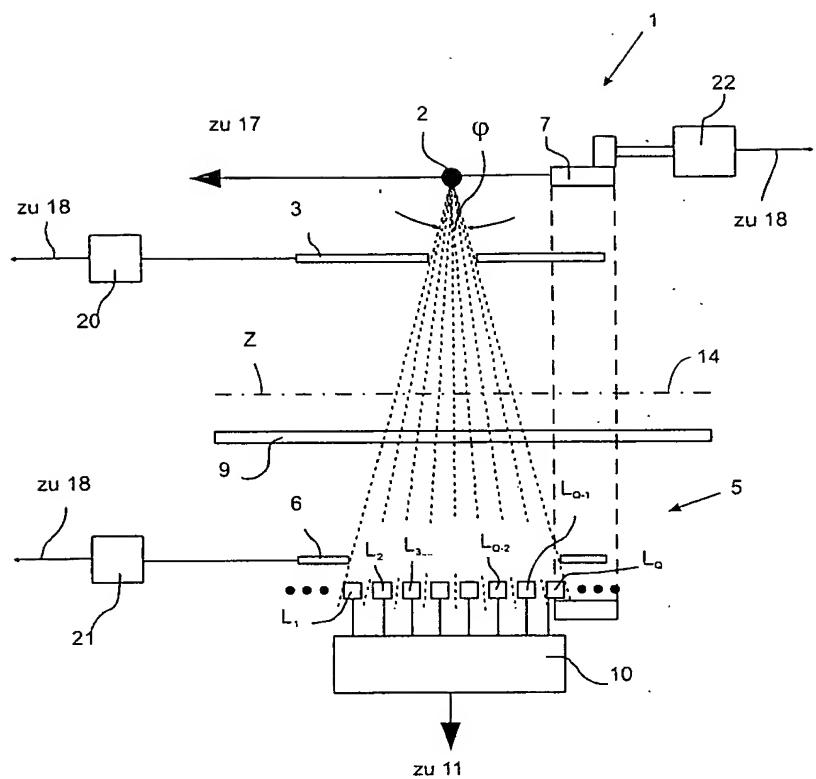
FIG 1



200210627

2 / 5

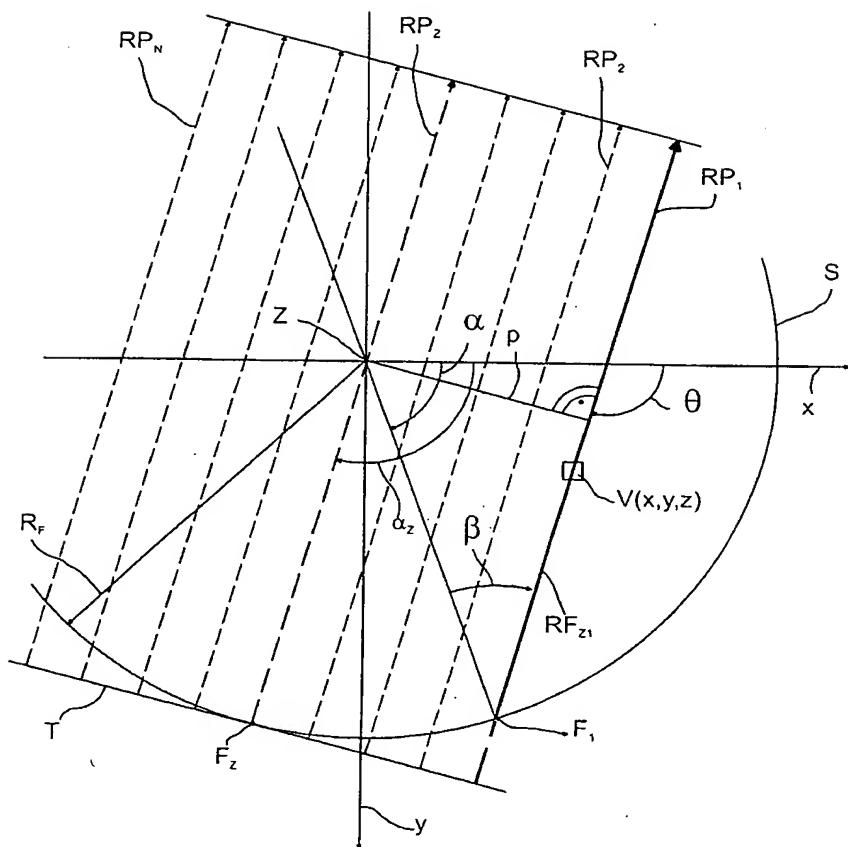
FIG 2



200210627

3 / 5

FIG 3



200210627

4 / 5

FIG 4

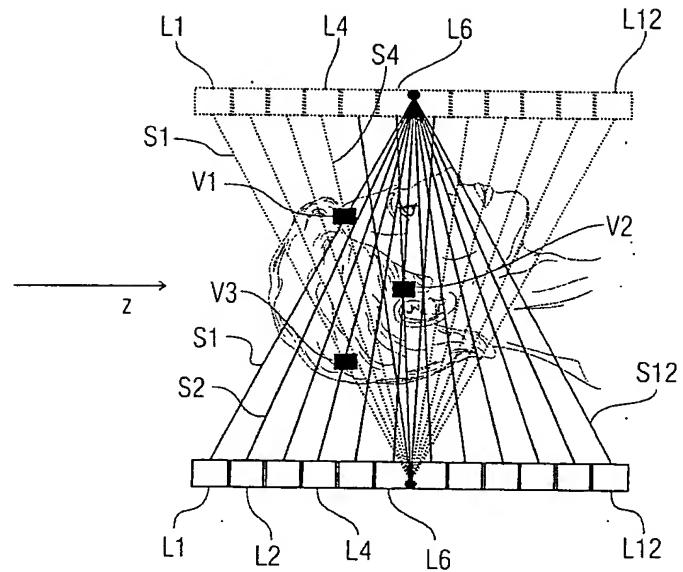
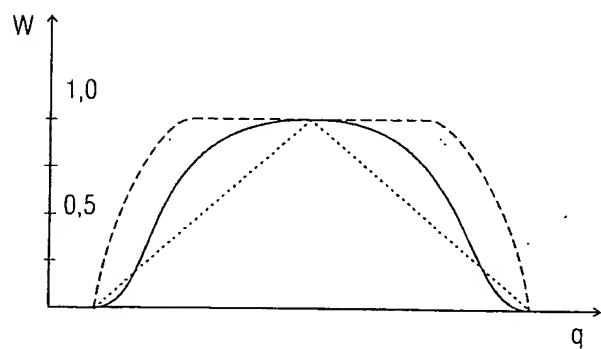


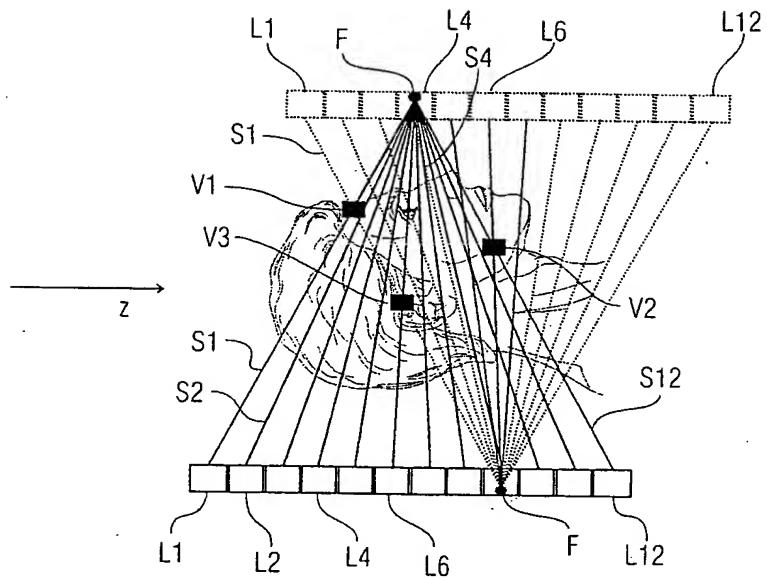
FIG 5



200210627

5 / 5

FIG 6



Beschreibung

Verfahren zur Bilderstellung in der Computertomographie und
CT-Gerät zur Durchführung des Verfahrens

5

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Bilderstellung in der Computertomographie, bei dem ein Untersuchungsobjekt mit Hilfe eines von einem Focus ausgehenden Strahlenbündels und einem flächig ausgebildeten Detektorarray abgetastet wird, die ermittelten Ausgangsdaten in geeigneter Weise gefiltert und rückprojiziert werden, um mindestens ein Schnittbild zu erhalten, das die Absorptionswerte des Schnittes des Untersuchungsobjekts repräsentiert. Des weiteren betrifft die Erfindung ein CT-Gerät, das zur Durchführung dieses Verfahrens geeignet ist.

Es sind Verfahren dieser Art unter dem Begriff "Filtered Backprojektion" bekannt geworden, die jedoch als 3D-Verfahren, d.h. im Zusammenhang mit einem matrixartigen Detektorarray, keine in der Praxis als ausreichend erachtete Bildqualität erbringen, weil wegen des kegelförmigen Röntgenstrahlenbündels sogenannte "cone beam artifacts" auftreten.

Außerdem ist an diesen Verfahren nachteilig, dass redundante Daten, wie sie bei Spiralabtastungen mit geringem Tischvorschub durch mehrmaliges Bestrahlen ein und desselben Voxels entstehen, nicht genutzt werden, was zur Folge hat, dass die dem Untersuchungsobjekt verabreichte Strahlendosis nur unvollständig zur Bildgebung genutzt wird.

Weiter gibt es Überlegungen im Zusammenhang mit 2D-Verfahren zur Bildrekonstruktion so vorzugehen, dass vorläufige Bilder in großer Zahl durch "Filtered Backprojektion" aus Ausgangsdaten berechnet werden, die aus zur Bildrekonstruktion an sich nicht ausreichenden Abschnitten der Fokusbahn stammen, wobei die vorläufigen Bilder erst in

einem zweiten Schritt zu einem endgültigen Schnittbild reformatiert werden. Diese 2D-Verfahren sind für Detektorarrays mit großer Breite, d.h. großer Erstreckung in Richtung der Systemachse, weniger brauchbar, weil dann eine 5 extrem große Anzahl von vorläufigen Bildern zu verarbeiten ist, was selbst bei großer zur Verfügung stehender Rechenleistung problematisch ist.

Bei allen genannten Verfahren ergibt sich das Problem, dass 10 aufgrund möglicher Datenredundanzen, die bei der Abtastung des Untersuchungsobjektes auftreten, Bildartefakte entstehen, welche die Bildqualität negativ beeinflussen.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren der 15 eingangs genannten Art anzugeben, das eine Steigerung der Bildqualität ermöglicht.

Nach der Erfindung wird diese Aufgabe durch die Merkmale der unabhängigen Patentansprüche gelöst. Besondere 20 Ausgestaltungen und Verbesserungen ergeben sich aus den Merkmalen der Unteransprüche.

Die Erfinder haben erkannt, dass es einerseits notwendig ist bei der Bildaufbereitung, insbesondere bei der Rückprojektion 25 der gefilterten Daten, die auftretenden Redundanzen bezüglich eines jeweils betrachteten Voxels im Untersuchungsbereich zu berücksichtigen. Andererseits muss jedoch auch berücksichtigt werden, wie der Strahl im Strahlenbündel positioniert ist. So wirkt es sich auf die Bildqualität entscheidend positiv aus, 30 wenn Strahlen, die zentral - bezogen auf die Ausdehnung des Strahlenbündels in Rotationsachsenrichtung - liegen, stärker bei der Bilderstellung berücksichtigt werden, als Strahlen, die bezogen auf die gleiche Ausdehnung nur randseitig zum Strahlenbündel positioniert sind.

Demgemäß schlagen die Erfinder ein verbessertes Verfahren zur Bildherstellung in der Computertomographie vor, welches die folgenden Verfahrensschritte aufweist:

- zur Abtastung eines Untersuchungsobjekts mit einem von 5 mindestens einem Fokus ausgehenden Strahlenbündel und mit einem flächig ausgebildeten Detektorarray mit einer Vielzahl von verteilten Detektorelementen zum Detektieren der Strahlen des Strahlenbündels wird der mindestens eine Fokus relativ zu dem Untersuchungsobjekt auf mindestens 10 einer das Untersuchungsobjekt umlaufenden Fokusbahn mit gegenüberliegendem Detektorarray rotiert, wobei die Detektorelemente des Detektorarray Ausgangsdaten liefern, welche die Schwächung der Strahlen beim Durchgang durch das Untersuchungsobjekt repräsentieren,
- die Ausgangsdaten werden gefiltert, 15
- die gefilterten Ausgangsdaten werden anschließend zur Erzeugung wenigstens eines Schnittbildes einer eine Schichtdicke aufweisenden Schicht des Untersuchungsobjekts dreidimensional rückprojiziert, wobei das Schnittbild aus 20 den Ausgangsdaten gewonnene Absorptionswerte der zu der Schicht des Untersuchungsobjekts gehörigen Voxel für die Strahlung des Strahlenbündels repräsentiert, und
- bei der Rückprojektion die Strahlen in Abhängigkeit von 25 ihrer Position im Strahlenbündel gewichtet werden.

25 In einer besonderen Ausführung erfolgt die Filterung in Richtung der zu der jeweiligen Fokusposition gehörigen Tangente an die Fokusbahn. Es hat sich gezeigt, dass mit dieser Filterrichtung eine besonders hohe Bildqualität 30 erzielt werden kann. Der Wahl dieser Filterrichtung liegt die Erkenntnis zugrunde, dass das beschriebene, eine hohe Bildqualität ermöglichende, auf vorläufigen Bildern basierenden 2D-Verfahren sozusagen in ein 3D-Verfahren übergehen würde, wenn die der Berechnung vorläufiger Bilder 35 zugrundeliegenden Abschnitte der Fokusbahn so stark verkürzt würden, dass sie nur noch eine einzige Projektion umfassen würden, deren Daten dann in Richtung der Tangente an die

Fokusbahn gefiltert würden, und dass erwartet werden könnte, dass ein solches 3D-Verfahren dann eine vergleichbar gute Bildqualität wie das 2D-Verfahren ermöglichen würde.

5 Weist das Strahlenbündel eine Ausdehnung in Rotationsrichtung und eine Ausdehnung in Rotationsachsenrichtung auf, so ist es vorteilhaft, Strahlen, die im Strahlenbündel bezogen auf die Ausdehnung des Strahlenbündels in Rotationsachsenrichtung zentral angeordnet sind, stärker zu wichten, als die

10 Strahlen, die im Strahlenbündel randnah bezogen auf die Ausdehnung des Strahlenbündels in Rotationsachsenrichtung angeordnet sind.

Das erfindungsgem  e Verfahren lässt sich dann besonders
 15 leicht implementieren, wenn vor dem Filtern eine Umrechnung
 der in Fächerstrahlgeometrie gewonnenen Ausgangsdaten in Form
 von Strahlen $P(\alpha, \beta, q)$ in in Parallelstrahlgeometrie
 vorliegende Paralleldaten in Form von Strahlen $P(\theta, \beta, q)$
 (azimutales "rebinning") bzw. $P(\theta, p, q)$ (vollständiges
 20 "rebinning", d.h. azimutales und radiales "rebinning")
 vorgenommen wird. Dabei sind bezugnehmend auf Fig. 3

α	der Fokuswinkel
β	der Fächerwinkel
25 q	der der z -Koordinate entsprechende Zeilenindex des Detektorsystems,
$\theta = \alpha + \beta$	der Parallelfächerwinkel
30 $p = R_F \sin(\beta)$	die dem Strahlabstand von der Drehachse (Systemachse) entsprechende Parallelkoordinate, und R_F der Radius der Fokusbahn.

Die Rückprojektion der Parallelldaten erfolgt nach einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung in der Weise, dass im Zuge der Rückprojektion für jedes Voxel $V(x,y,z)$ für jedes $\theta \in [0, \pi[$ für die Strahlen $P(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)$ bzw. $P(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)$, deren Projektion entlang der Systemachse durch (x, y) geht, die Summe

$$P_{x,y,z}(\theta) = \sum_k \sum_q W \cdot h\left(d_{x,y,z}\left(\theta + k\pi, \begin{Bmatrix} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{Bmatrix}, q\right)\right) \cdot P\left(\theta + k\pi, \begin{Bmatrix} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{Bmatrix}, q\right)$$

gebildet wird, wobei

5 x,y,z die Koordinaten des jeweiligen Voxels $V(x,y,z)$ sind,
 k eine ganze Zahl entsprechend der Anzahl der in die
 Rekonstruktion einbezogenen Halbumläufe des Fokus,
 \tilde{p} die Parallelkoordinaten derjenigen Strahlen sind, deren
 Projektionen längs der Systemachse durch die
 10 Koordinaten (x,y) des jeweiligen Voxels $V(x,y,z)$ verlaufen,
 $\tilde{\beta}$ die Fächerwinkel derjenigen Strahlen sind, deren
 Projektionen längs der Systemachse durch die
 Koordinaten (x,y) des jeweiligen Voxels $V(x,y,z)$ verlaufen,
 und
 15 h eine die Schichtdicke der in dem erzeugten Schnittbild
 dargestellten Schicht des Untersuchungsobjekts
 bestimmende Gewichtungsfunktion ist, sowie
 d eine Funktion ist, die gleich dem Abstand des
 jeweiligen Strahls von dem entsprechenden Voxel $V(x,y)$
 20 ist bzw. von dem Abstand des jeweiligen Strahls von dem
 entsprechenden Voxel $V(x,y)$ abhängt, und
 w eine Wichtungsfunktion darstellt, welche Strahlen mit
 einem großen Parallelfächerwinkel θ geringer wichtet
 als Strahlen mit einem kleinen Parallelfächerwinkel θ .
 25

Die Schreibweise $\begin{Bmatrix} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{Bmatrix}$ bringt dabei zum Ausdruck, dass die Summenbildung wahlweise für durch azimutales "rebinning" oder durch vollständiges "rebinning" gewonnene Strahlen erfolgen kann, wobei die Filterung tangential zur Fokusbahn im Falle des azimutalen "rebinnings" einer Filterung in β -Richtung und im Falle des vollständigen "rebinnings" einer Filterung in p -Richtung ist.

Infolge der Summierung sowohl über k als auch q ist dann
 35 sichergestellt, dass alle durch ein und dasselbe Voxel

verlaufende Strahlen berücksichtigt werden und die dem Untersuchungsobjekt zugeführte Strahlendosis somit vollständig genutzt wird.

5 Eine besonders bevorzugte Ausführungsform sieht vor, dass zur Rückprojektion der Parallelldaten die auf die Summe H der Gewichte h

$$H = \sum_k \sum_q W \cdot h \cdot \left(d_{x,y,z} \left(\theta + k\pi, \left\{ \frac{\tilde{p}}{\tilde{\beta}} \right\}, q \right) \right)$$

normierte Summe

$$10 P_{x,y,z}(\theta) = \frac{1}{H} \sum_k \sum_q W \cdot h \left(d_{x,y,z} \left(\theta + k\pi, \left\{ \frac{\tilde{p}}{\tilde{\beta}} \right\}, q \right) \right) \cdot P \left(\theta + k\pi, \left\{ \frac{\tilde{p}}{\tilde{\beta}} \right\}, q \right)$$

gebildet wird. Diese Vorgehensweise ermöglicht eine nochmals verbesserte Bildqualität, da eine mögliche Überbetonung von Voxel, die von mehr Strahlen als andere Voxel getroffen werden, beseitigt wird und somit entsprechende Artefakte 15 vermieden werden. Der CT-Wert des jeweiligen Voxels wird durch Summation über θ gewonnen.

Erfindungsgemäß kann die Wichtungsfunktion eine Funktion des Parallelfächerrwinkels mit $W(\theta + k\pi)$ sein, vorzugsweise eine 20 glatte Funktion darstellen, die für zentrale Strahlen - bezogen auf die Ausdehnung des Strahlenfächers in Rotationsachsenrichtung oder z-Richtung - den Wert 1 aufweist und für randseitige Strahlen gegen Null geht.

25 Weist das Detektorarray zeilenartig angeordnete Detektorelemente auf, so kann die Wichtung durch eine Funktion der Zeilennummer $W(q)$ darstellt werden, wobei auch hier bevorzugt eine glatte Funktion verwendet wird, die für Strahlen mit zentral gelegener Detektorzeile oder mehreren 30 zentral gelegenen Detektorzeilen einen hohen Wert, vorzugsweise den Wert 1, aufweist und für randseitig angeordnete Strahlen gegen Null geht, beispielsweise kann dies eine \cos^2 -Funktion sein.

Das erfindungsgemäße Verfahren kann beispielsweise Anwendung finden, wenn gemäß einer Variante der Erfindung die Fokusbahn eine Kreisbahn ist (Tomogrammabtastung). Gemäß einer bevorzugten Variante der Erfindung ist die Fokusbahn jedoch 5 eine Spiralbahn, die dadurch zustande kommt, dass der Fokus auf einer Kreisbahn um die Systemachse bewegt wird und gleichzeitig eine Relativbewegung zwischen Fokus und Untersuchungsobjekt in Richtung der Systemachse erfolgt. Auf Basis einer solchen Spiralabtastung können problemlos auch 10 größere Volumina des Untersuchungsobjekts untersucht werden.

Im Falle einer Tomogrammabtastung gilt für k normalerweise $k=1$ oder $k=2$, im Falle einer Spiralabtastung wird k unter Berücksichtigung der pro Volumlauf erfolgenden 15 Relativverschiebung in Richtung der Systemachse so gewählt, dass der abzubildende Bereich des Untersuchungsobjekts vollständig erfasst ist.

Entsprechend dem Grundgedanken der Erfindung schlagen die 20 Erfinder auch vor, ein CT-Gerät zur Abtastung eines Untersuchungsobjekts mit einem von mindestens einem Fokus ausgehenden Strahlenbündel und mit einem flächig ausgebildeten Detektorarray mit einer Vielzahl von verteilten Detektorelementen zum Detektieren der Strahlen des 25 Strahlenbündels, wobei der mindestens eine Fokus relativ zu dem Untersuchungsobjekt auf mindestens einer das Untersuchungsobjekt umlaufenden Fokusbahn mit gegenüberliegendem Detektorarray bewegt, dahingehend zu verbessern, dass zumindest Mittel zur Sammlung von 30 Detektordaten, Filterung und Rückprojektion vorgesehen sind, die das oben beschriebene Verfahren durchführen, wobei diese Mittel bevorzugt und soweit möglich durch Programme oder Programm-Module verwirklicht werden.

35 Die Erfindung wird nachfolgend anhand eines in den beigefügten schematischen Zeichnungen dargestellten Ausführungsbeispiels näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 in teils perspektivischer, teils blockschaltbildartiger Darstellung ein mehrere Zeilen von Detektorelementen aufweisendes CT-Gerät;

5 Fig. 2 einen Längsschnitt durch das Gerät gemäß Fig. 1;

Fig. 3 ein das "rebinning" veranschaulichendes Schaubild;

Fig. 4 Abtastung mit gegenüberliegendem Fokus und Detektor im Strahlenbündel bei rotierendem Gantry;

Fig. 5 Verlauf zweier unterschiedlicher

10 Wichtungsfunktionen W ;

Fig. 6 Abtastung mit gegenüberliegendem Fokus und Detektor im Strahlenbündel bei rotierendem und in z-Richtung bewegtem Gantry.

15 In den Fig. 1 und 2 ist ein zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens geeignetes CT-Gerät der 3. Generation dargestellt. Dessen insgesamt mit 1 bezeichnete Messanordnung weist eine insgesamt mit 2 bezeichnete Röntgenstrahlenquelle mit einer dieser vorgelagerten

20 quellennahen Strahlenblende 3 (Fig. 2) und ein als flächenhaftes Array von mehreren Zeilen und Spalten von Detektorelementen - eines von diesen ist in Fig. 1 mit 4 bezeichnet - ausgebildetes Detektorsystem 5 mit einer diesem vorgelagerten detektornahen Strahlenblende 6 (Fig. 2) auf. In

25 Fig. 1 sind der Übersichtlichkeit halber nur acht Zeilen von Detektorelementen 4 dargestellt. Das Detektorsystem 5 weist jedoch, was in der Fig. 2 punktiert angedeutet ist, weitere Zeilen von Detektorelementen 4 auf.

30 Die Röntgenstrahlenquelle 2 mit der Strahlenblende 3 einerseits und das Detektorsystem 5 mit der Strahlenblende 6 andererseits sind in aus der Fig. 2 ersichtlicher Weise an einem Drehrahmen 7 einander derart gegenüberliegend angebracht, dass ein im Betrieb des CT-Geräts von der

35 Röntgenstrahlenquelle 2 ausgehendes, durch die einstellbare Strahlenblende 3 eingebundenes, pyramidenförmiges Röntgenstrahlenbündel, dessen Randstrahlen mit 8 bezeichnet

sind, auf das Detektorsystem 5 auftrifft. Dabei ist die Strahlenblende 6 dem mittels der Strahlenblende 3 eingestellten Querschnitt des Röntgenstrahlenbündels entsprechend so eingestellt, dass nur derjenige Bereich des 5 Detektorsystems 5 freigegeben ist, der von dem Röntgenstrahlenbündel unmittelbar getroffen werden kann. Dies sind in den in den Fig. 1 und 2 veranschaulichten Betriebsmodus acht Zeilen von Detektorelementen 4, die im Folgenden als aktive Zeilen bezeichnet werden. Die weiteren 10 punktiert angedeuteten Zeilen sind von der Strahlenblende 6 abgedeckt und daher nicht aktiv.

Jede Zeile von Detektorelementen 4 weist eine Anzahl K von Detektorelementen auf wobei $\beta_1=\beta_1$ bis β_K der Kanalindex ist 15 und jedem Detektorelement ein Fächerwinkel β_k zugeordnete ist. Der Fächerwinkel des mittleren Detektorelementes ist gleich Null; die Fächerwinkel der beiden äußersten Detektorelemente sind $\beta_1=+\beta_{\max}$ und $\beta_K=-\beta_{\max}$

20 Die aktiven Zeilen L_q von Detektorelementen 4 sind in Fig. 2 mit L_1 bis L_Q bezeichnet, wobei $q = 1$ bis Q der Zeilenindex ist, der im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels sozusagen der z -Koordinate entspricht.

25 Das Röntgenstrahlenbündel weist den in Fig. 1 und 2 eingetragenen Conewinkel φ auf, bei dem es sich um den Öffnungswinkel des Röntgenstrahlenbündels in einer die Systemachse Z und den Fokus F enthaltenden Ebene handelt. Der Öffnungswinkel des Röntgenstrahlenbündels in einer 30 rechtwinklig zu der Systemachse Z liegenden und den Fokus F enthaltenden Ebene (Fächeröffnungswinkel) beträgt $2\beta_{\max}$ und ist in Fig. 1 eingetragen.

35 Der Drehrahmen 7 kann mittels einer Antriebseinrichtung 22 um eine mit Z bezeichnete Systemachse in Rotation versetzt werden. Die Systemachse Z verläuft parallel zu der z -Achse

eines in Fig. 1 dargestellten räumlichen rechtwinkligen Koordinatensystems.

Die Spalten des Detektorsystems 5 verlaufen ebenfalls in

5 Richtung der z-Achse, während die Zeilen, deren Breite b in Richtung der z-Achse gemessen wird und beispielsweise 1 mm beträgt, quer zu der Systemachse Z bzw. der z-Achse verlaufen.

10 Um ein Untersuchungsobjekt, z.B. einen Patienten, in den Strahlengang des Röntgenstrahlenbündels bringen zu können, ist eine Lagerungsvorrichtung 9 vorgesehen, die parallel zu der Systemachse Z, also in Richtung der z-Achse verschiebbar ist, und zwar derart, dass eine Synchronisation zwischen der

15 Rotationsbewegung des Drehrahmens 7 und der Translationsbewegung der Lagerungsvorrichtung in dem Sinne vorliegt, dass das Verhältnis von Translations- zu Rotationsgeschwindigkeit konstant ist, wobei dieses Verhältnis einstellbar ist, indem ein gewünschter Wert für

20 den Vorschub v der Lagerungsvorrichtung pro Umdrehung des Drehrahmens gewählt wird.

Es kann also ein Volumen eines auf der Lagerungsvorrichtung 9 befindlichen Untersuchungsobjekts im Zuge einer

25 Volumenabtastung untersucht werden, wobei die Volumenabtastung in Form einer Spiralabtastung in dem Sinne vorgenommen werden kann, dass unter gleichzeitiger Rotation der Messeinheit 1 und Translation der Lagerungsvorrichtung 9 mittels der Messeinheit pro Umlauf der Messeinheit 1 eine

30 Vielzahl von Projektionen aus verschiedenen Projektionsrichtungen aufgenommen wird. Bei der Spiralabtastung bewegt sich der Fokus F der Röntgenstrahlenquelle relativ zu der Lagerungsvorrichtung 9 auf einer in Fig. 1 mit S bezeichneten Spiralbahn. Die

35 Spiralabtastung muss sich in α -Richtung über wenigstens $\pi+2\beta_{\max}$ erstrecken, um die vollständige Rekonstruktion eines CT-Bildes pro Zeile von Detektorelementen zu gestatten, sie

kann innerhalb der technischen Grenzen des CT-Geräts aber auch beliebig länger sein.

Ein Volumen des Untersuchungsobjekts kann jedoch infolge des 5 Umstandes, dass mehrere Zeilen von Detektorelementen 4 vorhanden sind, auch im Zuge einer sogenannten Tomogrammabtastung untersucht werden, bei der keine Relativbewegung in Richtung der z -Achse zwischen Messeinheit 1 und Lagerungsvorrichtung 9 stattfindet ($v=0$). Im Falle der 10 Tomogrammabtastung ist also die Größe des untersuchten Volumens durch die Zahl der aktiven Zeilen von Detektorelementen 4 bestimmt. Während einer Tomogrammabtastung bewegt sich der Fokus F auf einer kreisförmigen Fokusbahn, die in einer im Folgenden als 15 Mittelebene bezeichneten Ebene liegt.

Die Tomogrammabtastung kann in Form eines Teilmumlaufs oder in Form eines Vollumlaufs erfolgen, wobei der Teilmumlauf ein 20 Teilmumlaufintervall von wenigstens $\pi+2\beta_{\max}$ (ein Halbumlauf plus Fächeröffnungswinkel) umfasst, das eine vollständige Rekonstruktion eines CT-Bildes gestattet, während ein Vollumlauf 2π umfasst.

Die während der Spiral- oder Tomogrammabtastung aus den 25 Detektorelementen jeder aktiven Zeile des Detektorsystems 5 parallel ausgelesenen, den einzelnen Projektionen $P(\alpha, \beta, q)$ in Fächerstrahlgeometrie entsprechenden Messdaten werden in einer Datenaufbereitungseinheit 10 einer Digital/Analog-Wandlung unterzogen, serialisiert und an einen Bildrechner 11 30 übertragen.

Nach einer Vorverarbeitung der Messdaten in einer Vorverarbeitungseinheit 12 des Bildrechners 11 gelangt der resultierende Datenstrom zu einer 35 Schnittbildrekonstruktionseinheit 13, die aus den Messdaten Schnittbilder von gewünschten Schichten des Untersuchungsobjekts nach einem noch im Einzelnen zu

beschreibenden erfindungsgemäßen Verfahren auf Basis der "Filtered Backprojection" rekonstruiert.

Die CT-Bilder setzen sich aus matrixartig zusammengesetzten
5 Pixeln (Pixel= picture element) zusammen, wobei die Pixel der jeweiligen Bildebene zugeordnet sind, jedem Pixel eine CT-Zahl in Hounsfield Units (HU) zugeordnet ist und die einzelnen Pixel entsprechend einer CT-Zahl/Grauwertskala in einem ihrer jeweiligen CT-Zahl entsprechenden Grauwert
10 dargestellt werden. Dabei veranschaulicht jedes Pixel ein Voxel (Voxel = volume element) der in dem CT-Bild veranschaulichten Schicht des Untersuchungsobjekts. Da infolge der Mehrzeiligkeit des Detektorsystems 5 und gegebenenfalls der Spiralabtastung Messdaten bezüglich
15 mehrerer Schichten des Untersuchungsobjekts gewonnen werden, stehen 3D-Daten zur Verfügung, die im Rahmen der Erfindung einer 3D-Rückprojektion unterzogen werden. Als Endergebnis stehen 3D-Bilddaten in Form einer dreidimensionalen Matrix, beispielsweise mit den Achsen x , y , z zur Verfügung, wobei jedes Element der Matrix einem Voxel $V(x,y,z)$ entspricht und den der zugehörigen CT-Zahl entsprechenden Grauwert enthält.
20 Diejenigen Elemente der dreidimensionalen Matrix die den gleichen x -, y -, oder z -Wert aufweisen, stellen dann jeweils ein planares Schnittbild der dem maßgeblichen x -, y -, oder z -Wert entsprechenden Schicht des Untersuchungsobjekts dar.
25

Die von der Schnittbildrekonstruktionseinheit 13
rekonstruierten Bilder werden auf einer an den Bildrechner 11 angeschlossenen Anzeigeeinheit 16, z.B. einem Monitor,
30 dargestellt.

Die Röntgenstrahlenquelle 2, beispielsweise eine Röntgenröhre, wird von einer Generatoreinheit 17 mit den notwendigen Spannungen und Strömen, beispielsweise der Röhrenspannung U , versorgt. Um diese auf die jeweils notwendigen Werte einstellen zu können, ist der
35

Generatoreinheit 17 eine Steuereinheit 18 mit Tastatur 19 zugeordnet, die die notwendigen Einstellungen gestattet.

Auch die sonstige Bedienung und Steuerung des CT-Gerätes
5 erfolgt mittels der Steuereinheit 18 und der Tastatur 19, was dadurch veranschaulicht ist, dass die Steuereinheit 18 mit dem Bildrechner 11 verbunden ist.

Unter anderem kann die Anzahl Q der aktiven Zeilen von
10 Detektorelementen 4 und damit die Position der Strahlenblenden 3 und 6 eingestellt werden, wozu die Steuereinheit 18 mit den Strahlenblenden 3 und 6 zugeordneten Verstelleinheiten 20 und 21 verbunden ist. Weiter kann die Rotationszeit τ eingestellt werden, die der Drehrahmen 7 für
15 eine vollständige Umdrehung benötigt, was dadurch veranschaulicht ist, dass die dem Drehrahmen 7 zugeordnete Antriebseinheit 22 mit der Steuereinheit 18 verbunden ist.

Obwohl es grundsätzlich möglich ist, das erfindungsgemäße
20 Verfahren auch in Fächerstrahlgeometrie zu realisieren, wird das beschriebene CT-Gerät vorzugsweise in einem Modus betrieben, in dem das erfindungsgemäße Verfahren in Parallelstrahlgeometrie realisiert ist.

25 Demnach werden die bei der Abtastung des für die jeweilige Untersuchung relevanten Körperbereichs des Patienten durch Spiral- oder Tomogrammabtastung in Fächerstrahlgeometrie gewonnenen Daten zunächst in an sich bekannter Weise durch ein im Allgemeinen als "rebining" bezeichnetes Verfahren in
30 Daten in Parallelstrahlgeometrie umgewandelt. Diese Umwandlung beruht auf einer Umsortierung der in Fächerstrahlgeometrie gewonnenen Daten derart, dass aus unterschiedlichen in Fächerstrahlgeometrie aufgenommenen Projektionen Strahlen entnommen und zu einer Projektion in
35 Parallelstrahlgeometrie zusammengefügt werden. In Parallelstrahlgeometrie reichen Daten aus einem Intervall der Länge π aus, um ein vollständiges Bild rekonstruieren zu

können. Um diese Daten gewinnen zu können, müssen nichtsdestotrotz zur Daten in Fächerstrahlgeometrie aus einem Intervall der Länge $\pi+2\beta_{\max}$ zur Verfügung stehen.

5 Eine Projektion in Parallelstrahlgeometrie ist in Fig. 3 veranschaulicht. Demnach nehmen alle n Parallelstrahlen RP_1 bis RP_N dieser Projektion gegenüber der x -Achse des in Fig. 3 dargestellten und mit dem gemäß Fig. 1 übereinstimmenden Koordinatensystem den Parallelfächerwinkel θ ein.

10 Anhand des in Fig. 3 in ausgezogener Linie dargestellten Parallelstrahls RP_1 soll im Folgenden der Übergang von Fächerstrahl- auf Parallelstrahlgeometrie erläutert werden.

15 Der Parallelstrahl RP_1 entstammt einer für die auf der Fokusbahn S liegende Fokusposition F_1 in Fächerstrahlgeometrie gewonnenen Projektion. Der zu dieser Projektion in Fächerstrahlgeometrie gehörige, durch die Drehachse 14 und damit die z -Achse des Koordinatensystems 20 verlaufende Zentralstrahl RF_{z1} ist in Fig. 3 ebenfalls eingetragen. Der Fokusposition F_1 entspricht der Fokuswinkel α_1 ; dies ist der Winkel, den die x -Achse und der Zentralstrahl RF_{z1} einschließen. Gegenüber dem Zentralstrahl RF_{z1} weist der Strahl RP_1 den Fächerwinkel β auf. Somit ist 25 leicht erkennbar, dass für den Parallelfächerwinkel θ gilt: $\theta = \alpha_1 + \beta$.

Der rechtwinklig zum jeweiligen Parallelstrahl gemessene Strahlabstand p von der Drehachse 14 bzw. der z -Achse ist 30 durch $p = R_F \sin(\beta)$ gegeben.

Wie anhand des in Fig. 3 in verstärkter Linie dargestellten, durch die Drehachse 14 bzw. die x -Achse verlaufenden Zentralstrahls RP_z deutlich wird, handelt es sich bei diesem Strahl um den Zentralstrahl einer in Fächergeometrie für die Fokusposition F_z unter dem Fokuswinkel α_z aufgenommene Projektion in Fächerstrahlgeometrie. Da für den Zentralstrahl

einer in Fächerstrahlgeometrie aufgenommenen Projektion $\beta=0$ gilt, wird deutlich, dass für den Fall von Zentralstrahlen gilt:

5 Je nachdem, ob ein azimutales oder vollständiges "rebinning" durchgeführt wird, liegen die Parallelprojektionen in der Form

$$P(\alpha, \beta, q)$$

oder in der Form

10 $P(\theta, p, q)$

vor, wobei

α der Fokuswinkel

β der Fächerwinkel

q der der z-Koordinate entsprechende Zeilenindex des Detektorsystems,

15 $\theta = \alpha + \beta$ der Parallelfächerwinkel

$p = R_F \sin(\beta)$ die dem Strahlabstand von der Drehachse (Systemachse) entsprechende Parallelkoordinate, und

20 R_F der Radius der Fokusbahn sind.

In einer ersten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens entsprechenden, mittels der Tastatur 19 wählbaren ersten Betriebsart arbeitet das beschriebene CT-Gerät auf

25 Basis von durch azimutales "rebinning" gewonnenen Projektionen. Die diesen Projektionen entsprechenden Daten werden im Falle des azimutalen "rebinnings" in β -Richtung gefiltert, d.h. jeweils in Richtung der zu der Fokusposition des Zentralstrahls der jeweiligen Parallelprojektion

30 gehörigen Tangente T (siehe Fig. 3), und zwar unter Verwendung eines der in der Computertomographie üblichen Filterkerne, z.B. Shepp-Logan - oder Ramachandran-Lakshminarayanan-Kern.

35 Die derart gefilterten Paralleldaten werden dann in der in der Weise rückprojiziert, dass im Zuge der Rückprojektion für jedes Voxel $V(x,y,z)$ für jedes $\theta \in [0, \pi]$ für die Strahlen

$P(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)$, deren Projektion entlang der Systemachse durch (x, y) geht, die Summe

$$P_{x,y,z}(\theta) = \sum_k \sum_q W(q) \cdot h(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)) \cdot P(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)$$

5

gebildet wird, wobei

x, y, z die Koordinaten des jeweiligen Voxels $V(x, y, z)$ sind,
 k eine ganze Zahl entsprechend der Anzahl der in die Rekonstruktion einbezogenen Halbumläufe des Fokus,
10 $\tilde{\beta}$ die Fächerwinkel derjenigen Strahlen sind, deren Projektionen längs der Systemachse durch die Koordinaten (x, y) jeweiliges Voxels $V(x, y, z)$ verlaufen, und
 h eine die Schichtdicke der in dem erzeugten Schnittbild dargestellten Schicht des Untersuchungsobjekts bestimmende Gewichtungsfunktion ist, sowie
15 d eine Funktion ist, die gleich dem Abstand des jeweiligen Strahls von dem entsprechenden Voxel $V(x, y)$ ist bzw. von dem Abstand des jeweiligen Strahls von dem entsprechenden Voxel $V(x, y)$ abhängt, und
 $W(q)$ eine Wichtungsfunktion darstellt, die Strahlen, die im Strahlenbündel bezogen auf die Ausdehnung in Rotationsachsenrichtung peripher oder zumindest dezentral positioniert sind, geringer wichtet als Strahlen, die zentral angeordnet sind.

20

25

30

Infolge der gewählten Filterrichtung und der infolge der Summation sowohl über k als auch über q werden zum einen cone beam artifacts vermieden, im Interesse einer hohen Dosisnutzung alle durch ein Voxel $V(x, y, z)$ verlaufende Strahlen berücksichtigt, jedoch zusätzlich auch die Positionierung des Strahls im Strahlenbündel durch entsprechende Wichtung berücksichtigt.

35

Der einem Voxel $V(x,y,z)$ zugeordnete Absorptionswert $\mu_{x,y,z}$ wird durch Summation über θ über mindestens einen Halbumlauf gewonnen, d.h. durch Bildung von

5
$$\mu_{x,y,z} = \sum_{\theta} P_{x,y,z}(\theta)$$

Die dem jeweiligen Absorptionswert entsprechende CT-Zahl wird in herkömmlicher Weise aus dem Absorptionswert ermittelt.

10 Dabei können mittels der Tastatur 19 unterschiedliche Gewichtungsfunktionen h und unterschiedliche Funktionen d eingestellt werden.

15 Als Gewichtungsfunktion h eignet sich beispielsweise eine Dreiecks- oder Trapezfunktion.

Die Gewichtungsfunktion W ist als eine Funktion des Projektionswinkels θ dargestellt.

20 Als Funktion d kann der Abstand des jeweiligen Parallelstrahls vom Voxel $V(x,y,z)$ oder stattdessen beispielsweise die z (axiale)-Komponente dieses Abstandes eingestellt werden.

25 In einer Abwandlung der vorstehend beschriebenen ersten Betriebsart wird zur Rückprojektion der Parallelldaten die auf die Summe H der Gewichte h

$$H = \sum_k \sum_q W(q) \cdot h(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q))$$

30 normierte Summe

$$P_{x,y,z}(\theta) = \frac{1}{H} \sum_k \sum_q W(q) \cdot h(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)) \cdot P(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)$$

gebildet. Dies ermöglicht eine nochmals verbesserte Bildqualität, da eine mögliche Überbetonung von Voxeln, die in mehreren Halbumläufen "beleuchtet", also von Strahlen getroffen werden, beseitigt wird und somit entsprechende 5 Artefakte vermieden werden. Diese Redundanz tritt bei Spiralabtastungen dann auf, wenn die pro Vollumlauf der Messanordnung stattfindende Relativverschiebung so gering ist (geringer Pitch), dass Voxel mehrfach bestrahlt werden.

10 Eine einer weiteren Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens entsprechenden, mittels der Tastatur 19 wählbaren zweiten Betriebsart unterscheidet sich von der ersten Betriebsart dadurch, dass das beschriebene CT-Gerät nicht auf Basis von durch azimutales, sondern von durch vollständiges 15 "rebinning" gewonnenen Projektionen arbeitet. Die diesen Projektionen entsprechenden Daten werden im Falle des vollständigen "rebinnings" in p -Richtung gefiltert, also jeweils ebenfalls in Richtung der zu der Fokusposition des Zentralstrahls der jeweiligen Parallelprojektion gehörigen 20 Tangente T (siehe Fig. 3).

Demnach wird für die derart gefilterten Paralleldaten im Zuge der Rückprojektion die Summe

$$25 \quad P_{x,y,z}(\theta) = \sum_k \sum_q W(q) \cdot h(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)) \cdot P(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)$$

gebildet, wobei \tilde{p} die Parallelkoordinaten derjenigen Strahlen sind, deren Projektionen längs der Systemachse durch die Koordinaten (x,y) jeweiliges Voxels $V(x,y,z)$ verlaufen.

30 Auch im Falle der zweiten Betriebsart wird in einer Abwandlung zur Rückprojektion der Paralleldaten eine auf die Summe H der Gewichte h

$$35 \quad H = \sum_k \sum_q W(q) \cdot h(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \tilde{p}, q))$$

normierte Summe, nämlich die Summe

$$P_{x,y,z}(\theta) = \frac{1}{H} \sum_k \sum_q W(q) \cdot h(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)) \cdot P(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)$$

5 gebildet.

Im Falle der vorstehend beschriebenen ersten und zweiten Betriebsarten wird eine Funktionsweise des erfindungsgemäßen Verfahrens vorgesehen, bei dem im Zusammenhang mit einem 10 Voxel $V(x,y,z)$ alle Strahlen betrachtet werden, deren Projektion entlang der Drehachse 14 bzw. der z-Achse durch x , y geht. Ob und in welchem Maße diese Strahlen berücksichtigt werden, wird durch die Gewichtungsfunktionen W und h , sowie die Funktion d bestimmt.

15 Das CT-Gerät kann aber auch mittels der Tastatur 19 wählbare weitere Betriebsarten aufweisen, die den zuvor beschriebenen mit dem Unterschied entsprechen, dass für eine gegebene Fokusposition der durch das jeweilige Voxel $V(x,y,z)$ verlaufende theoretische Strahl ermittelt wird und dann unter Berücksichtigung der Gewichtungsfunktion h und der Funktion d 20 in die Summenbildung im Zuge der Rückprojektion nur diejenigen Strahlen einbezogen werden, die tatsächlich einen Beitrag zu der Summe liefern können.

25 Im Falle der beschriebenen Ausführungsbeispiele wird die Relativbewegung zwischen der Messeinheit 1 und Lagerungsvorrichtung 9 jeweils dadurch erzeugt, dass die Lagerungsvorrichtung 9 verschoben wird. Es besteht im Rahmen 30 der Erfindung jedoch auch die Möglichkeit, die Lagerungsvorrichtung 9 ortsfest zu lassen und statt dessen die Messeinheit 1 zu verschieben. Außerdem besteht im Rahmen der Erfindung die Möglichkeit, die notwendige Relativbewegung durch Verschiebung sowohl der Messeinheit 1 als auch der 35 Lagerungsvorrichtung 9 zu erzeugen.

In der Figur 4 wird, vereinfachend und schematisch dargestellt, das Problem der Wichtung der Strahlen in einer 2D-Darstellung gezeigt. In diesem Beispiel ist das Gantry des CT's mit Fokus und Detektor in 0°-Stellung durchgezogen und um 180° um die z-Achse gedreht in 180°-Stellung gepunktet gezeichnet. Der Detektor weist 12 Detektorzeilen L1 bis L12 auf, die jeweils von den zugeordneten Strahlen S1 bis S12 des Strahlenbündels getroffen werden. Es ist darauf hinzuweisen, dass die gezeigten räumlichen Dimensionen bezüglich der Detektorausdehnung übertrieben dargestellt sind, um die Erfindung anschaulicher erklären zu können. Das gezeigte Gantry bewegt sich hier auf einer Kreisbahn um die z-Achse oder Systemachse. Eine Bewegung in Richtung z-Achse findet nicht statt.

Betrachtet man das Voxel V2, das zentral im Strahlenbündel liegt, so wird dieses Voxel in beiden Stellungen der Gantry von den zentral liegenden Strahlen S4 durchdrungen. Erfindungsgemäß werden die Messungen dieser Strahlen hoch gewichtet. Gleichzeitig wird in der 0°-Stellung das Voxel V1, das etwas peripherer liegt, von dem außen liegenden Strahl S1 in der 0°-Position und dem weiter innen liegenden Strahl S4 durchdrungen. Entsprechend der erfindungsgemäßen Wichtung wird dem Strahl S1 weniger Gewicht beigemessen als dem Strahl S4. Betrachtet man das ebenfalls peripher angeordnete Voxel V3, so ist hier die Wichtung umgekehrt. Da hier der Detektor mit Detektorelementen aufgebaut ist, die matrixartig in Zeilen und Spalten aufgeteilt ist, kann die Wichtung der Strahlen direkt an die Zeilennummer q gekoppelt werden.

In der darunter liegenden Figur 5 sind drei Beispiele eines erfindungsgemäßen Verlaufs von Wichtungen W_q dargestellt. Allen gemeinsam ist die stärkere Wichtung der zentralen Strahlen gegenüber den äußeren Strahlen. Die Funktionen sind allerdings unterschiedlich. Die gepunktete Linie stellt einen beidseits vom Zentrum linear abfallenden Verlauf dar, die gestrichelte Linie ergibt eine gleiche Wichtung über einen

großen zentralen Bereich mit peripher schnell abfallender Tendenz, und die durchgezogene Linie zeigt einen glockenförmigen Verlauf, der einen weichen Übergang zwischen den Extremwerten 0 und 1 erlaubt.

5

Die Figur 6 zeigt die Strahlenbündel einer Gantry eines Spiral-CT's jeweils in 0°-Position und benachbarter 180°-Position. Entsprechend dem Wesen des Spiral-CT's sind diese Positionen zusätzlich zur Drehung in z-Richtung zueinander versetzt. In dieser Darstellung wird das Voxel V1 durch den Strahl S1 sowohl in der 0°-Position als auch der 180°-Position durchdrungen. Entsprechend dieser dezentralen Lage des Strahls S1 beziehungsweise der zugehörigen außen im Detektor liegenden Detektorzeile L1 werden diese beiden Messungen gering bewertet. Das Voxel V2 wird hingegen in der 0°-Position vom dezentral liegenden Strahl S12 durchdrungen, der in dieser Position für das Voxel V2 gering gewichtet wird, in der 180°-Position jedoch vom zentralen Strahl S6 durchdrungen wird, der für dieses Voxel V2 hoch gewichtet wird. Entsprechend der Lage der Strahlen S1 in der 0°- und 180°-Position werden diese Strahlen in Bezug auf das Voxel V1 beide gering bewertet. Insgesamt ergibt sich durch diese hier dargestellte zusätzliche Gewichtung W eine wesentliche Verbesserung der Bildqualität.

25

Es ist darauf hinzuweisen, dass das konusförmige Röntgenstrahlenbündel im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels einen rechteckigen Querschnitt aufweist, im Rahmen der Erfindung jedoch auch andere Querschnittsgeometrien möglich sind.

Im Zusammenhang mit den vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispielen finden CT-Geräte der dritten Generation Verwendung, d.h. die Röntgenstrahlenquelle und das Detektorsystem werden während der Bilderzeugung gemeinsam um die Systemachse verlagert. Die Erfindung kann aber auch im Zusammenhang mit CT-Geräten der vierten Generation, bei denen

nur die Röntgenstrahlenquelle um die Systemachse verlagert wird und mit einem feststehenden Detektorring zusammenwirkt, Verwendung finden, sofern es sich bei dem Detektorsystem um ein mehrzeiliges Array von Detektorelementen handelt.

5

Auch bei CT-Geräten der fünften Generation, d.h. CT-Geräten, bei denen die Röntgenstrahlung nicht nur von einem Fokus, sondern von mehreren Foken einer oder mehrerer um die Systemachse verlagerter Röntgenstrahlenquellen ausgeht, kann 10 das erfindungsgemäße Verfahren Verwendung finden, sofern das Detektorsystem ein mehrzeiliges Array von Detektorelementen aufweist.

Die im Zusammenhang mit den vorstehend beschriebenen 15 Ausführungsbeispielen verwendeten CT-Geräte weisen ein Detektorsystem nach Art einer orthogonalen Matrix angeordneten Detektorelementen auf. Die Erfindung kann aber auch im Zusammenhang mit CT-Geräten Verwendung finden, deren Detektorsystem in einer anderen Weise ein flächenhaft 20 angeordnetes Array mit Detektorelementen aufweist.

Die vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispiele betreffen die medizinische Anwendung des erfindungsgemäßen Verfahrens. Die Erfindung kann jedoch auch außerhalb der Medizin, 25 beispielsweise bei der Gepäckprüfung oder bei der Materialuntersuchung, Anwendung finden.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Bilderstellung in der Computertomographie, aufweisend die Verfahrensschritte:
 - 5 1.1. zur Abtastung eines Untersuchungsobjekts mit einem von mindestens einem Fokus ausgehenden Strahlenbündel und mit einem flächig ausgebildeten Detektorarray mit einer Vielzahl von verteilten Detektorelementen zum Detektieren der Strahlen des Strahlenbündels wird der mindestens eine Fokus relativ zu dem Untersuchungsobjekt auf mindestens einer das Untersuchungsobjekt umlaufenden Fokusbahn mit gegenüberliegendem Detektorarray rotiert, wobei die Detektorelemente des Detektorarray Ausgangsdaten liefern, welche die Schwächung der Strahlen beim Durchgang durch das Untersuchungsobjekt repräsentieren,
 - 15 1.2. die Ausgangsdaten werden gefiltert,
 - 1.3. die gefilterten Ausgangsdaten werden anschließend zur Erzeugung wenigstens eines Schnittbildes einer eine Schichtdicke aufweisenden Schicht des Untersuchungsobjekts dreidimensional rückprojiziert, wobei das Schnittbild aus den Ausgangsdaten gewonnene Absorptionswerte der zu der Schicht des Untersuchungsobjekts gehörigen Voxel für die Strahlung des Strahlenbündels repräsentiert, und
 - 20 1.4. bei der Rückprojektion die Strahlen in Abhängigkeit von ihrer Position im Strahlenbündel gewichtet werden.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Filterung in Richtung der zu der jeweiligen Fokusposition gehörigen Tangente an die Fokusbahn vorgenommen wird.
- 30 3. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 2, dadurch gekennzeichnet, dass das Strahlenbündel eine Ausdehnung in Rotationsrichtung und eine Ausdehnung in Rotationsachsenrichtung aufweist, wobei Strahlen, die
- 35

im Strahlenbündel bezogen auf die Ausdehnung des Strahlenbündels in Rotationsachsenrichtung zentral angeordnet sind, stärker gewichtet werden, als die Strahlen, die im Strahlenbündel randnah bezogen auf die Ausdehnung des Strahlenbündels in Rotationsachsenrichtung angeordnet sind.

5

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass vor dem Filtern eine Umrechnung der in Fächerstrahlgeometrie gewonnenen Ausgangsdaten in Form von Strahlen $P(\alpha, \beta, q)$ in in Parallelstrahl-Geometrie vorliegende Parallelldaten in Form von Strahlen $P(\theta, \beta, q)$ bzw. $P(\theta, p, q)$ vorgenommen wird, wobei

15

α der Fokuswinkel,
 β der Fächerwinkel,
 q der der z -Koordinate entsprechende Zeilenindex des Detektorsystems,
 $\theta = \alpha + \beta$ der Parallelfächerwinkel,
 $p = R_F \sin(\beta)$ die dem Strahlabstand von der Drehachse (Systemachse) entsprechende Parallelkoordinate, und
 R_F der Radius der Fokusbahn sind.

20

25

5. Verfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Rückprojektion der Parallelldaten in der Weise erfolgt, dass im Zuge der Rückprojektion für jedes Voxel $V(x, y, z)$ für jedes $\theta \in [0, \pi[$ für die Strahlen $P(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)$ bzw. $P(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)$, deren

30

Projektion entlang der Systemachse durch (x, y) geht, die Summe

$$P_{x, y, z}(\theta) = \sum_k \sum_q W \cdot h \cdot \left(d_{x, y, z} \left(\theta + k\pi, \left\{ \begin{array}{c} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{array} \right\}, q \right) \right) \cdot P \left(\theta + k\pi, \left\{ \begin{array}{c} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{array} \right\}, q \right)$$

gebildet wird, wobei

x, y, z die Koordinaten des jeweiligen Voxels $V(x, y, z)$ sind,

k eine ganze Zahl entsprechend der Anzahl der in die Rekonstruktion einbezogenen Halbumläufe des Fokus,
 \tilde{p} die Parallelkoordinaten derjenigen Strahlen sind, deren Projektionen längs der Systemachse durch die Koordinaten (x,y) jeweiliges Voxels $V(x,y,z)$ verlaufen,
 $\tilde{\beta}$ die Fächerwinkel derjenigen Strahlen sind, deren Projektionen längs der Systemachse durch die Koordinaten (x,y) jeweiliges Voxels $V(x,y,z)$ verlaufen, und
 h eine die Schichtdicke der in dem erzeugten Schnittbild dargestellten Schicht des Untersuchungsobjekts bestimmende Gewichtungsfunktion ist, sowie
 d eine Funktion ist, die gleich dem Abstand des jeweiligen Strahls von dem entsprechenden Voxel $V(x,y)$ ist bzw. von dem Abstand des jeweiligen Strahls von dem entsprechenden Voxel $V(x,y)$ abhängt, und
 W eine Wichtungsfunktion darstellt, welche Strahlen mit einem betragsmäßig großen Parallelfächerwinkel θ geringer wichtet als Strahlen mit einem kleinem Parallelfächerwinkel θ .

6. Verfahren nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass bei der Rückprojektion der Parallel Daten die auf die Summe H der Gewichte h

$$H = \sum_k \sum_q W \cdot h \cdot \left(d_{x,y,z} \left(\theta + k\pi, \left\{ \frac{\tilde{p}}{\tilde{\beta}} \right\}, q \right) \right)$$

normierte Summe

$$P_{x,y,z}(\theta) = \frac{1}{H} \sum_k \sum_q W \cdot h \cdot \left(d_{x,y,z} \left(\theta + k\pi, \left\{ \frac{\tilde{p}}{\tilde{\beta}} \right\}, q \right) \right) \cdot P \left(\theta + k\pi, \left\{ \frac{\tilde{p}}{\tilde{\beta}} \right\}, q \right)$$

gebildet wird.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 5 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Wichtungsfunktion eine Funktion des Parallelfächerwinkels mit $w(\theta + k\pi)$ darstellt.

5

8. Verfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Wichtungsfunktion $w(\theta + k\pi)$ eine glatte Funktion darstellt, die für zentral angeordnete Strahlen im Strahlenbündel bezogen auf den Parallelfächerwinkel den Wert 1 aufweist und für randseitig angeordnete Strahlen gegen Null geht.

10

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 4 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass das Detektorarray zeilenartig angeordnete Detektorelemente aufweist und die Wichtungsfunktion eine Funktion der Zeilennummer $w(q)$ darstellt.

15

10. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Wichtungsfunktion $w(q)$ eine glatte Funktion darstellt, die für Strahlen zu mindestens einer zentral liegenden Detektorzeile den Wert 1 aufweist und für Strahlen zu randnahmen Detektorzeilen gegen Null geht.

25

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Fokusbahn eine Kreisbahn ist.

30

12. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Fokusbahn eine Spiralfahrt ist, die dadurch zustande kommt, dass der Fokus auf einer Kreisbahn um die Systemachse bewegt wird und gleichzeitig eine Relativbewegung zwischen Fokus und Untersuchungsobjekt in Richtung der Systemachse erfolgt.

35

13. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, dass die Detektorelemente auf dem Detektorarray in Zeilen und Reihen verteilt, vorzugsweise matrixartig, angeordnet sind.

5

14. CT-Gerät zur Abtastung eines Untersuchungsobjekts mit einem von mindestens einem Fokus ausgehenden Strahlenbündel und mit einem flächig ausgebildeten Detektorarray mit einer Vielzahl von verteilten Detektorelementen zum Detektieren der Strahlen des Strahlenbündels, wobei der mindestens eine Fokus relativ zu dem Untersuchungsobjekt auf mindestens einer das Untersuchungsobjekt umlaufenden Fokusbahn mit gegenüberliegendem Detektorarray bewegt wird, wobei zumindest Mittel zur Sammlung von Detektordaten, Filterung und Rückprojektion gemäß einem der Ansprüche 1 bis 13 vorgesehen sind.

10

15. CT-Gerät gemäß Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, dass die genannten funktionalen Mittel zumindest teilweise durch Programme oder Programm-Module verwirklicht werden.

15

20

Zusammenfassung

Verfahren zur Bilderstellung in der Computertomographie und
CT-Gerät zur Durchführung des Verfahrens

5

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Bildrekonstruktion
für die Computertomographie mit einem flächig ausgedehnten
Detektor, wobei bei der Rückprojektion die Strahlen in
Abhängigkeit von ihrer Position im Strahlenbündel gewichtet
10 werden.

Außerdem betrifft die Erfindung ein CT-Gerät zur Durchführung
des oben genannten Verfahrens.

15 FIG 4

Bezugszeichenliste

1	Messanordnung / Messeinheit
2	Röntgenstrahlenquelle
5 3	quellennahe Strahlenblende
4	Detektorelemente
5	Detektorsystem
6	detektornahe Strahlenblende
7	Drehrahmen
10 8	Randstrahlen
9	Lagervorrichtung
10	Datenaufbereitungseinheit
11	Bildrechner
12	Vorverarbeitungseinheit
15 13	Schnittbildrekonstruktionseinheit
14	Drehachse
16	Anzeigeeinheit
17	Generatoreinheit
18	Steuereinheit
20 19	Tastatur der Steuereinheit
20	Verstelleinheit
21	Verstelleinheit
22	Antriebseinrichtung
Sx	Strahlen
25 Lx	Detektorzeilen
Vx	Voxel
F	Fokus
F _x	Fokusposition
S	Spiralbahn
30 Z	Systemachse
U	Röhrenspannung
α	Fokuswinkel
β	Fächerwinkel
q	Zeilenindex der z-Koordinate
35 θ = α + β	Parallelfächerwinkel
p = R _f sin(β)	Parallelkoordinate des Strahlanstandes der Drehachse

R_F	Radius der Fokusbahn
x,y,z	Koordinaten des jeweiligen Voxels $v(x,y,z)$
k	ganze Zahl entsprechend der Anzahl der in die Rekonstruktion einbezogenen Halbumläufe des Fokus
5 \tilde{p}	Parallelkoordinaten derjenigen Strahlen, deren Projektionen längs der Systemachse durch die Koordinaten (x,y) des jeweiligen Voxels (x,y,z) verlaufen
$\tilde{\beta}$	Fächerwinkel derjenigen Strahlen, deren Projektionen längs der Systemachse durch die Koordinaten (x,y) des jeweiligen Voxels (x,y,z) verlaufen
10 h	schichtdickenbestimmende Gewichtungsfunktion
d	Funktion der Abstandes des jeweiligen Strahls vom Voxel
15 W	Wichtungsfunktion für die Position des Strahls im Strahlenbündel